

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra výrobních strojů a konstruování

Systémy napínání drátu u kruhového fixátoru

Wire Tension Systems on the Ring Fixator

Student : Michal Biler

Vedoucí bakalářské práce : Dr. Ing. Jaroslav Melecký

Ostrava 2012

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra výrobních strojů a konstruování

Zadání bakalářské práce

Student: **Michal Biler**
Studijní program: B2341 Strojírenství
Studijní obor: 2302R010 Konstrukce strojů a zařízení
Specializace: 20 Výrobní stroje a zařízení
Téma: **Systémy napínání drátu u kruhového fixátoru**
Wire Tension Systems on the Ring Fixator

Zásady pro vypracování:

Navrhnete systémy uchycení a napínání drátu u kruhového fixátoru.

V rámci zadání zpracujte:

- analýzu a rešerši dané problematiky
- několik variant řešení upínky pro uchycení drátu
- vhodné způsoby napínání drátu
- rozměry součástí volte na základě kontrolního výpočtu metodou MKP
- při řešení uvažujte s kruhem plným i s kruhem s otvory pro nosné tyče
- zpracujte příslušnou výkresovou dokumentaci

Další nutné technické údaje a ujasnění požadavků bude upřesněno v průběhu řešení bakalářské práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

LEINVEBER, J., VÁVRA, P. *Strojnické tabulky* (4. přepracované vydání). Úvaly, 2008, ALBRA – pedagogické nakladatelství. 914 s. ISBN 978-80-7361-051-7.
ČÁSENSKÝ, M. *Metodika konstruování*. 1. vyd. Praha, Ediční středisko ČVUT Praha, 1990. 122 s.
ČSN 01 6910 *Úprava písemností psaných strojem nebo zpracovaných textovými editory*. Praha: Český normalizační institut, srpen 1997. 36 s.
ČSN ISO 690 *Bibliografické citace*. Obsah, forma a struktura. Praha: Český normalizační institut, 1996. 32 s.
SERENSEN, S. V., KOGAJEV, V. P., ŠNEJDEROVIČ, R.M. *Únosnost a pevnostní výpočty strojních součástí*. Praha, SNTL, 1967.
<http://www.prospon.cz/>
<http://www.orthofix.com>
<http://www.synthes.com>
<http://www.osteosynthesis.stryker.com>

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Dr.Ing. Jaroslav Melecký**

Datum zadání: 16.12.2011

Datum odevzdání: 21.05.2012



doc. Dr.Ing. Ladislav Kovář
vedoucí katedry



prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě.....

Podpis.....

Poděkování :

Dr. Ing. Jaroslavu Meleckému za vedení bakalářské práce a také za jeho podporu, trpělivost, rady a diskuze.

Dále bych chtěl poděkovat doc. Ing. Karlu Frydrýškovi, Ph.D., ING-PAED IGIP za jeho pomoc a rady v programu ANSYS.

Tato bakalářská práce vznikla v rámci řešení projektu Zevní fixace (Projekt výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818).

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č.121/2000 Sb., autorský zákon, zejména §35 - užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a §60 - školní dílo.
- беру на ве́доміі, же Высoкá škola báňská - Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB - TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu §12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo - bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB - TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB - TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- беру на ве́доміі, же odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě.....

Podpis.....

Michal Biler

Domoradovice 76

747 41 Hradec nad Moravicí

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

BILER, M. *Systémy napínání drátu u kruhového fixátoru : bakalářská práce*. Ostrava : VŠB– Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra výrobních strojů a konstruování, 2012, 39 s. Vedoucí práce: Melecký, J.

Bakalářská práce se zabývá novým řešením napínání drátu u kruhového fixátoru. V úvodu této práce je zpracována problematika zlomenin a rozdělení fixátorů. Dále jsou zde podrobně popsány hlavní části kruhového fixátoru (prstence a typy upínek) různých výrobců, včetně systémů napínání drátu. V této práci jsou také popsány lékařské požadavky na materiál, jednoduchost konstrukce a snadné dopínání drátů. Na základě těchto požadavků, které jsou kladeny na upínku a napínák drátu, jsou v této práci detailně popsána různá konstrukční řešení, která jsou podložena MKP výpočtem a výkresovou dokumentací.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

BILER, M. *Wire Tension Systems on the Ring Fixator : Bachelor Thesis*. Ostrava : VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Production Machine and Design, 2012, 39 p. Thesis head: Melecký, J.

This bachelor thesis deals with a new solution of tension wire circular fixator. The introduction of this thesis analyses the problem of fractures and distribution of fixators. Below this thesis, there are described the main parts of a circular fixator (rings and clamp types) from different producers, including wire tensioning systems. In this thesis the medical requirements for materials, simple construction and easy tensioning of the wire are also described here. Based on these requirements placed on the wire clamp and tensor are in this thesis describes various design solutions based on FEM calculation and drawing documentation

OBSAH

ÚVOD	1
1. CÍL.....	1
2. ZLOMENINA	2
3. ROZDĚLENÍ FIXÁTORŮ	4
4. KRUHOVÝ FIXÁTOR	5
4.1. Hybridní fixátor	6
5. ČÁSTI KRUHOVÉHO FIXÁTORU	7
5.1. Prstenec.....	7
5.2. Upínky	9
5.3. Napínáky drátů.....	13
5.4. Kirschnerovy dráty	15
6. POSTUP MONTÁŽE FIXÁTORU	16
7. MATERIÁLY	17
8. KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ PRSTENCŮ	18
8.1. Kruh plný a kruh s otvory	18
8.2. Kruh s oválnými otvory	20
8.3. Kónický kruh	22
8.4. Zhodnocení navržených řešení	24
9. KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ UPNUTÍ NA PRSTENEC	25
9.1. Konstrukční řešení kónické upínky	25
9.2. Konstrukční řešení upínky s kloubem.....	28
9.3. Konstrukční řešení upínky s napínáním	31
9.4. Zhodnocení navržených řešení	32
10. KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ NAPÍNÁNÍ DRÁTU	33
10.1. Zhodnocení navrženého řešení	34
11. POSTUP NAPÍNÁNÍ DRÁTU NAVRŽENÉHO ŘEŠENÍ.....	35
12. ZÁVĚR	36

13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	37
14. SEZNAM PŘÍLOH	39

Seznam použitého značení:

D_K	Průměr Kirschnerova drátu	[mm]
D_P	Průměr prstence	[mm]
m_N	Napínací hmotnost v drátu	[kg]
F_N	Výpočtová napínací síla	[N]
L_K	Délka volného drátu	[mm]
E	Youngův modul pružnosti	[N.mm ⁻²]
μ	Poissonovo číslo	[-]
R_e	Mez kluzu	[N.mm ⁻²]
α_N	Úhel mezi napínacími silami	[°]
σ_{MAX}	Maximální napětí dle podmínky pevnosti HMH	[N.mm ⁻²]
y_{MAX}	Maximální deformace	[mm]
$F_{\dot{S}}$	Výpočtová síla ve šroubu kloubové upínky	[N]
k	Tuhost	[N.mm ⁻³]
F_Z	Síla od zatížení při chůzi	[N]
F_P	Maximální síla pružiny	[N]
β	Úhel kónického prstence	[°]
β_K	Úhel zarážky kloubové upínky	[°]
γ	Úhel čelistí v upínce	[°]
Kirschnerovy dráty	Speciální dráty	
Schanzovy šrouby	Speciální šrouby	
Steimannovy hřeby	Speciální hřeby	
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava	
VŠB-TU Ostrava	Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava	
HMH	Huber Mises Hencky	
MKP	Metoda konečných prvků	

ÚVOD

Zevní fixace dovoluje přesnou nekrvavou repozici fragmentů zlomeniny, vhodně řeší nedostatky ve vývoji kosterního systému a také jeho poškození. Trvalé následky mohou ovlivnit fyzický, ale také psychický vývoj člověka a s tím spojené zařazení do společnosti. Dnes můžeme takovéto problémy účinně eliminovat řadou moderních metod léčení. Zevní fixace má velice univerzální použití a je řešením pro léčbu běžných fraktur, náhrad kostí po úrazu, infekci a také pro léčení vrozených deformit kostí, včetně prodlužování a natáčení. Dnešní trend v traumatologii zavádí funkční metody léčení zlomenin, které dovolují spojit anatomické hojení a obnovení funkce pohybového ústrojí. [3]

Katedra výrobních strojů a konstruování dlouhodobě spolupracuje s Traumatologickým centrem FNO. Výsledkem této spolupráce jsou fixátory na bérce, koleno, pánev, loket a zápěstí. Fixátory byly laboratorně proměřeny a ověřovány v traumatologické praxi. [3]

Použitím nových technologických a konstrukčních řešení do traumatologické praxe, se snažíme snížit čas potřebný pro zavádění, napínání drátů, montáž celé konstrukce fixátoru, snadné přestavování a nasazování upínek. Zkrácením tohoto času, můžeme zamezit potencionální infekci a tím zkrátit dobu potřebnou pro léčbu zlomeniny. Důležité je co nejekonomičtější a nejuniverzálnější řešení, při použití dnes velice požadovaných kompozitních materiálů, které zajišťují dostupnost rentgenového záření. [3]

1. CÍL

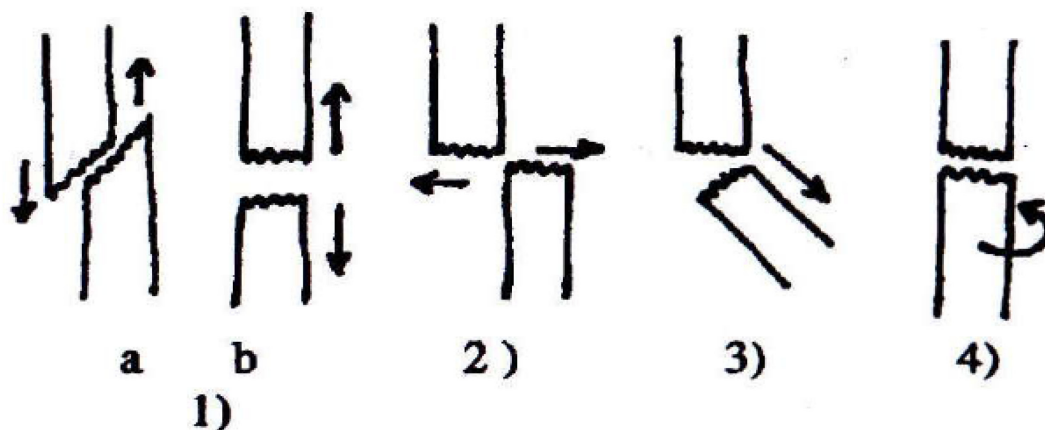
Cílem mé bakalářské práce, je shrnutí současných poznatků, které se věnují problematice napínání Kirschnerových drátů v kruhovém fixátoru a konstrukční řešení upínek pro drát, včetně současného řešení vyvinutého na VŠB -TU Ostrava. Návrh mého řešení upínky, bude vycházet z kompozitního materiálu uhlíkových vláken a minimalizaci použití ocelových komponentů. Zvolené rozměry budou podloženy pevnostním výpočtem pomocí programu ANSYS a zpracována příslušná výkresová dokumentace.

2. ZLOMENINA

Pojem zlomenina znamená přerušení celistvosti kosti. V praxi bývají u jedné zlomeniny i více typů dislokací. Síla, která působí na kost, může způsobit zlomeninu jednoduchou a nebo tříštivou, která má více úlomků. Protíná-li lomná linie kloub, hovoříme o nitrokloubní zlomenině, která je vždy spojená s krvácením do kloubu. Tuto zlomeninu je potřeba reponovat nejlépe do 24 hodin. [3]

Typy zlomenin (dislokací) :

1. Dislokace do délky
 - a) se zkrácením
 - b) s prodloužením
2. Dislokace do šíře
3. Dislokace k ose
4. Rotační odchylka - (nelze diagnostikovat podle rtg. snímků) [3]



Obr. 1. - Typy dislokací [3]

Dále rozdělujeme zlomeniny dle léčebného postupu, na zlomeniny zavřené s neporušeným kožním krytem v místě zlomeniny a otevřené, kdy jsou kostní fragmenty kontaminovány. Ošetření těchto zlomenin musí být provedeno do 6 hodin, než dojde k pomnožení mikroorganismů a způsobí tak ranou infekci. [3]

Defekty na kostech které se léčí zevní fixací :

1. *otevřené zlomeniny III. (kožní rána s rozsáhlou destrukcí měkkých tkání) až IV. (subtotální, nebo totální amputace) stupně*
2. *tříštivé zavřené zlomeniny, s rozsáhlým poškozením měkkých tkání*
3. *mnohočetné zlomeniny včetně zlomenin pánve*
4. *infikované zlomeniny a paklouby (porucha hojení zlomeniny)*
5. *artrodézy (chirurgické znehybnění kloubu)*
6. *korekční kostní operace, včetně prodlužování končetin a transportu segmentů. [4]*

Metody léčení kosti :

1. postupné zkracování vzdálenosti mezi kruhy, tedy komprese kosti
2. prodlužování kosti a prodlužování končetiny
3. kombinace komprese a prodlužování kosti, kdy se kost zkracuje a končetina je prodloužena [1]



Obr. 2. – Metoda prodlužování kosti[1]

3. ROZDĚLENÍ FIXÁTORŮ

V ortopedii využíváme dva způsoby léčby zlomenin - vnitřní (internalfixation) a zevní (outerfixation) fixace. [5]

1. Vnitřní metoda fixace spočívá v upevnění dlahy pomocí šroubů přímo na kost. Tato metoda se používá při zlomeninách těla kosti, ovšem s více komplikovanou operací, než při aplikaci zevního fixátoru. [5]



Obr. 3. - vnitřní fixátor [7]

2. Zevní metoda fixace má velice univerzální použití. Využíváme ji k léčení běžných, ale také komplikovaných zlomenin (ztráta kosti po úrazu, nebo infekci, vrozené deformity kosti, prodlužování a natáčení kosti). [3]

Fixátory dále dělíme podle použitých podpůrných elementů kosti. Využívají se různé druhy šroubů a drátů, které fixují kost. Využití fixace může být oboustranné, nebo jednostranné, podle použitého systému nosníku pro šrouby, nebo dráty. Fixace může probíhat v jedné, nebo dvou rovinách. [3]

4. KRUHOVÝ FIXÁTOR

Zevní kruhový fixátor, tedy Ilizarův způsob fixace, který navrhl ruský chirurg Gavriil Ilizarov, systém použitý spolu s Kirschnerovými dráty, je šetrný k okolní tkáni. Tento způsob fixace se využívá převážně v oblasti kloubů pro malou invazivnost drátů. [1]

Systém obklopuje končetinu, je oblíbený svou univerzálností, tuhostí rámu, která brání ohýbaní konstrukce a také tím, že prstence zajišťují polohu končetiny mimo podložku, tím chrání pokožku a usnadňují přístup k zasažené tkáni, například při úrazech. [2]

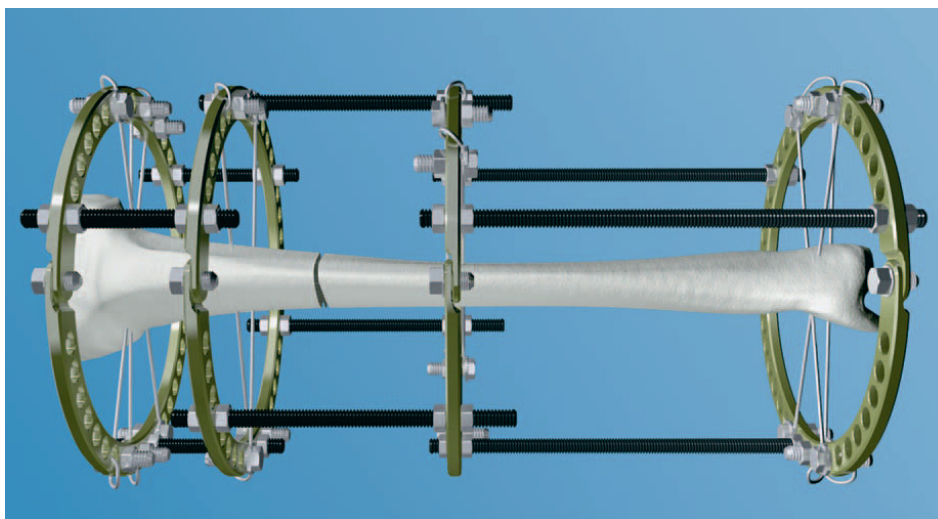
Rozvoj zevní fixace nastal po druhé světové válce a dělí se na dvě skupiny :

- zevní fixace pomocí Kirschnerových drátů
- zevní fixace pomocí Steinmannových hřebů, nebo Schanzových šroubů

Chirurg Gavriil Ilizarov vyvinul ve své době naprosto revoluční metodu léčení fraktur. Využíval tuto techniku k léčení zlomenin, paklobů a prodloužení končetin. [3]

Výhody zevní fixace, jsou v jednoduchosti operační metody, která minimálně poškozuje měkké tkáně a skelet končetiny a umožňuje pomocí Kirschnerových drátů reponovat a stabilizovat i tříštivé zlomeniny. [4]

Nevýhodou se jeví vyšší výskyt infekčních komplikací v okolí Kirschnerových drátů (až 17 %) a určitý diskomfort pacienta, který mu způsobují prstence zevního fixátoru. I přes tyto nevýhody, je metoda zevní fixace v léčení zlomenin a jejich komplikací metodou v úrazové chirurgii a ortopedii nezastupitelnou a v indikovaných případech dokonce metodou volby. [4]



Obr. 4. – Kruhový fixátor [11]

4.1. Hybridní fixátor

V dnešní době velice oblíbená kombinace, která spojuje výhody Kirschnerových drátů, které potřebují pro svou aplikaci malý prostor a odstraňuje nevýhodu diskomfortu, při použití velkého prstence kruhového fixátoru, který je nahrazen rámem pro upevnění Schvanzových šroubů. Uchycení rámu pro Schvanzovy šrouby v této práci nebude řešeno, jedná se pouze o naznačení širokého využití kruhového fixátoru. [4]



Obr. 5. – Uspořádání hybridního fixátoru [11]

5. ČÁSTI KRUHOVÉHO FIXÁTORU

5.1. Prstenec

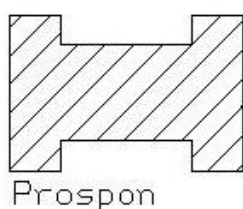
Je hlavní částí podpůrného systému, na který se přenáší zatížení. Dle výrobce jsou na prstenec montovány různé typy upínek, drátů a držáků konstrukce fixátoru. [3]

Používají se prstence otevřené, pro větší komfort při chůzi a lepší přístup k zasažené tkáni, i uzavřené, které poskytují větší stabilitu celé konstrukce. [2]

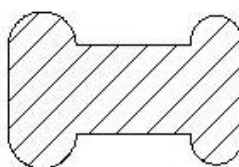
Prstence se vyrábějí nejčastěji z karbonu, kobaltových slitin, titanových slitin a korozivzdorné austenitické oceli. Rozměry vnitřního průměru prstence se pohybují ve velikostech $D_p = 80$ až 220 [mm]. Prstence od různých výrobců se příliš neliší, vyrábějí se otevřené (Obr. 6), uzavřené a také speciální tvary (např. na chodidlo (Obr. 8)). Jediný podstatný rozdíl mezi výrobci je tvar průřezu daného prstence (Obr. 7) a od tohoto tvaru se rozlišují také použité typy upínek na daný prstenec. Existují také prstence s dírami pro případné nasazení upínek, či spojujících prvků kruhů a prstence bez děr. Prstence od výrobce Synthes nabízí možnost spojení dvou půlkruhů pomocí šroubu. (Obr. 10.) [6][7][8][9]



Obr. 6. - Prstence Prospan (karbon) [6]



Prospan



Stryker



Synthes-Orthofix

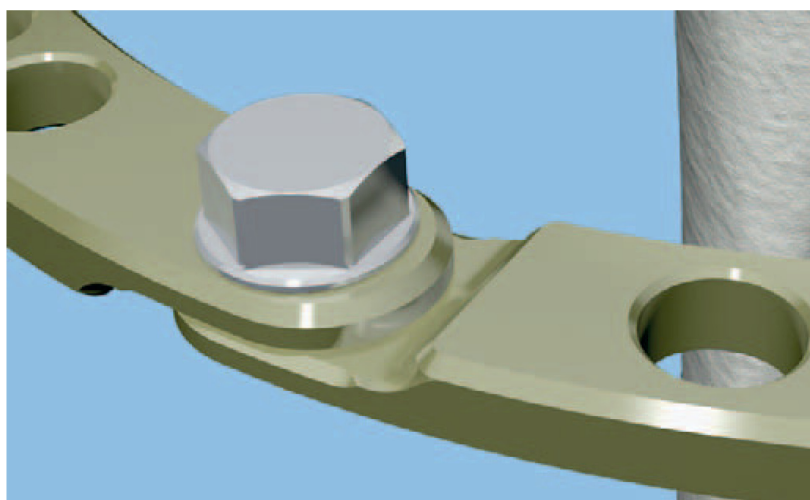
Obr. 7. - Profily prstenců



Obr. 8. - Fixátor Orthofix na chodidlo [7]



Obr. 9. - Prstenec a upínka Stryker (karbon) [9]



Obr. 10. - Spojení dvou půlkruhů Synthes [8]

5.2. Upínky

Tyto držáky podpůrných elementů využíváme jak k vlastnímu upnutí na prstenec, tak pro uchycení drátů případně šroubů. Tímto upnutím získáváme plnohodnotnou integrovanou biomechanickou konstrukci. Spolehlivost upnutí drátu, popřípadě upínky na prstenec, závisí na počtu použitých šroubů a síle, které dokážou vyvinout pro udržení drátu a upínky v prstenci. [3]

Řešení jednotlivých upínek se liší podle účelu a typu uchycení na prstenci. V mé práci se zaměřím jen na upínky, které slouží k udržení drátu v napjatém stavu a na upínky, které předepínají drát.

Prospan

Výrobce nabízí upínky Kirschnerových drátů, které jsou vyrobeny z antikorozní oceli a je možné nasadit upínku na kterémkoliv místě prstence, opatřené dírou a aretací zabezpečuje matice, popřípadě šroub, který fixuje drát v průchozí díře (Obr. 11. - vlevo). Otvory upínek umožňují použití K-drátů o maximálním průměru $D_K = 2$ [mm]. [6]



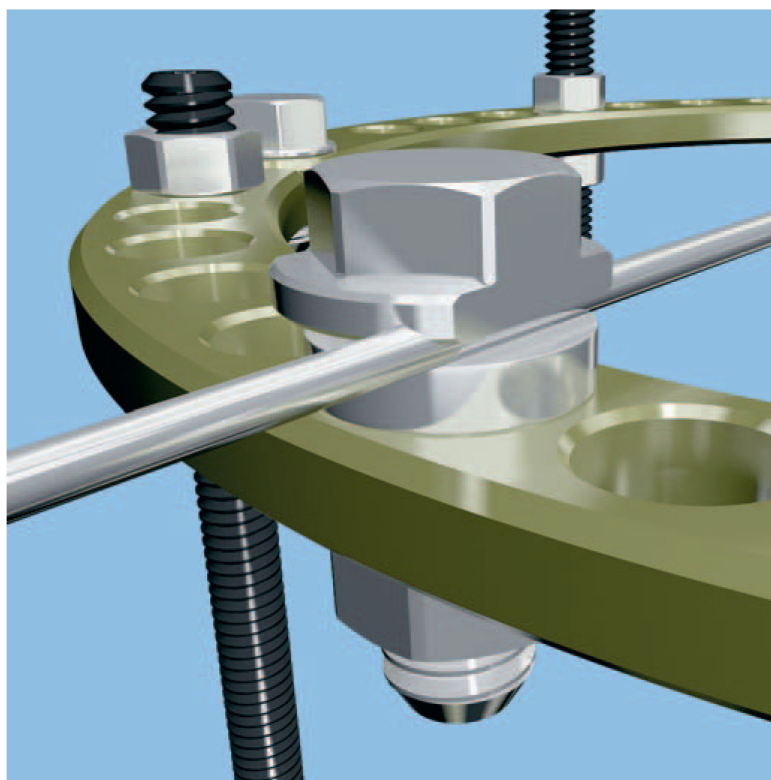
Obr. 11. - Upínky Prospon [6]

Orthofix - Synthes

Výrobce produkuje upínky K-drátů, které jsou vyrobeny jednoduchou úpravou šroubu s šestihrannou hlavou z antikorozní oceli, je možné vložit drát do středové díry (Obr. 12.) a také do bočního zářezu (Obr. 13.). Nasazení upínky je možné na kterékoliv části prstence opatřené dírou. Aretaci drátu zabezpečuje matice a podložka (Obr. 13.). Otvor upínky umožňuje použít K-dráty o maximálním průměru $D_K = 2$ [mm]. [7]



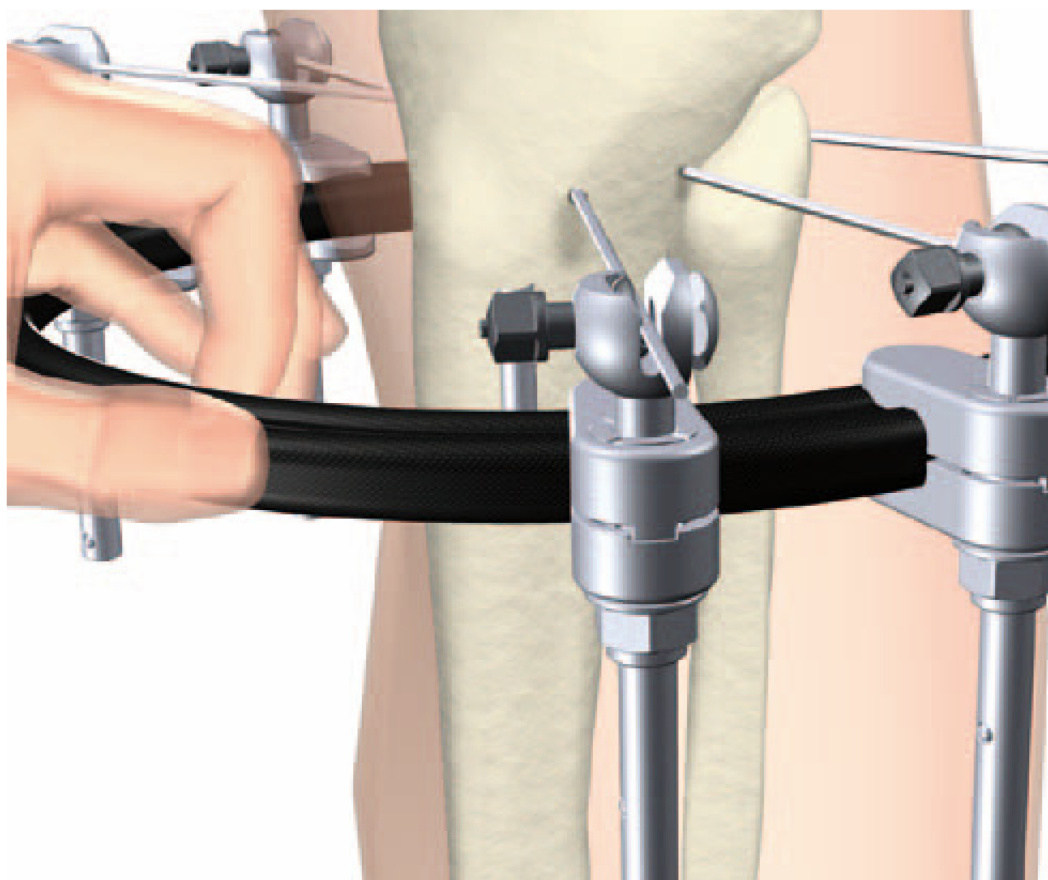
Obr. 12. - Upínka Orthofix [7]



Obr. 13. - Aretace drátu Synthes [8]

Stryker

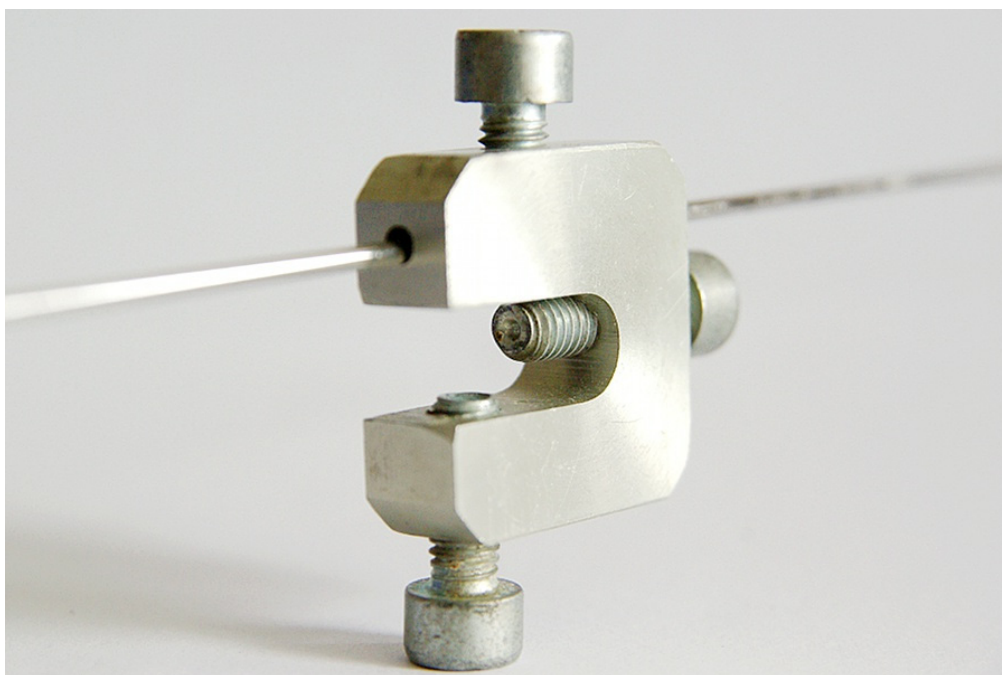
Výrobce produkuje upínky K-drátů, které se pomocí tvarové vazby umístí na kterékoliv místo na prstenci a na něm se aretují utažením matice. Vyrobeny jsou z antikoroční oceli a drát vkládáme do drážky v horní části upínky, jak je patrné z (Obr. 14.). Aretaci drátu zabezpečuje šroub se čtyřhrannou hlavou. Drážka upínky umožňuje použít K-dráty o průměru $D_K = 1,5$ až 2 [mm]. [9]



Obr. 14. - Upínka Stryker [9]

VŠB-TU

Upínka je vyráběna z antikoroční oceli a je ji možno použít na kterémkoliv místě prstence, které není opatřeno dírou. K-drát vkládáme do průchozí díry a aretaci provedeme utažením horního šroubu s vnitřním šestihranem (Obr. 15). Spodní šroub slouží k fixaci upínky k prstenci a prostřední šroub buď napíná, nebo naopak uvolňuje K-drát pomocí utahování, nebo naopak povolování šroubu. Průchozí díra upínky umožňuje použít K-drát do průměru $D_K = 2$ [mm].



Obr. 15. - Upínka VŠB-TU [12]

5.3. Napínáky drátů

Prospan

Napínák K-drátů slouží k dosažení potřebné pevnosti a stability fixace. Aparát se nasune na volný konec drátu a opře (aretačním šroubkem nahoru) o upínku. Po napnutí křídlovým šroubem (na doraz asi $m_N = 120$ kg) se utáhne šroub v upínce a povolí aretační šroub napínáku. Při povolení aretačního šroubu dojde k odskočení napjatého péra. [6]



Obr. 16. - Napínák Prospan [6]

Orthofix

Systém Orthofix poskytuje předpětí drátu až $m_N = 130$ [kg], napínací kleště jsou navrhnuty do průměru drátu $D_K = 1,8$ [mm]. Výrobce doporučuje použití dvou napínacích kleští při napínání jednoho drátu současně. Kleště se při plně roztáhnutých rukojetích nasunou na drát, poté se dosadí až k upínce, rukojeti se zavírají až do zobrazení napětí $m_N = 130$ [kg]. Rukojeti mají vždy zajištěnou polohu díky zubovému uzamykání. Po utažení šroubu v upínce uvolníme uzamknutí rukojetí a lehce roztáhneme rukojeti. [7]



Obr. 17. - Napínák Orthofix [7]

Stryker

Pro systém napínání Stryker, je nutné zabezpečit minimálně $L_K = 70$ [mm] volného drátu. Napínací aparát se otáčením T-rukojeti proti směru hodinových ručiček rozevře a je možno jím prostrčit drát. Po dosazení napínáku až k upínce se pomocí otáčení T-rukojeti po směru hodinových ručiček začíná napínat drát. Pro průměr drátu $D_K = 1,5$ [mm] doporučuje výrobce předpětí $m_N = 50$ [kg] a pro průměr $D_K = 2$ [mm] je doporučeno předpětí $m_N = 100$ [kg]. Míru předpětí vyobrazují drážky u T-rukojeti. Po zajištění šroubu v upínce uvolníme aparát otáčením T-rukojeti proti směru hodinových ručiček. [9]



Obr. 18. - Napínák Stryker [9]

Synthes

Systém napínání Synthes a Stryker mají velice podobný postup napínání drátu. Výrobci se odlišují v míře předpětí, Synthes názorněji ukazuje hodnotu napětí drátu pomocí barevného značení a místo T-rukojeti je opatřen šestihranem pro klíč. [8]

Hodnoty předpětí:

Doporučené na prstenci : $m_N = 130$ [kg]

U mladého pacienta : $m_N = 100$ [kg]

Umístění mimo prstenec : $m_N = 50 - 75$ [kg]

Fixátor na rukou nebo nohou : $m_N = 50 - 75$ [kg]

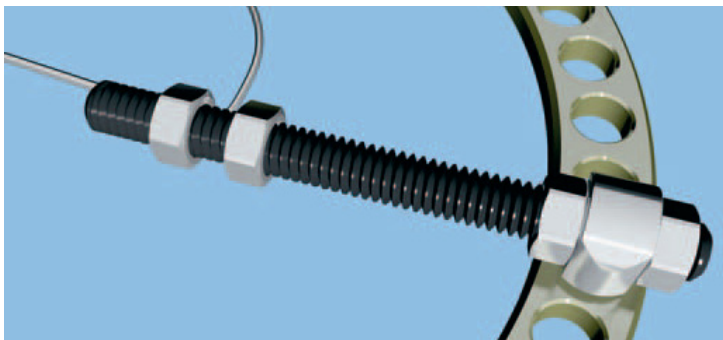
[8]



Obr. 19. - Napínák Synthes [8]

Alternativní řešení Synthes

Pro použití u některých typů zlomenin se využívá závitová tyč s drážkou. Takto se pohybuje drátem a zároveň fragmentem kosti, který je držěn zátkou. [8]



Obr. 20. - Alternativní řešení Synthes [8]

5.4. Kirschnerovy dráty

K-dráty se používají k znehybnění a stabilizaci kostních fragmentů a jako spojovací elementy k dosažení vnitřní fixace kostních fragmentů. Kirschnerovy dráty dělíme na dráty opatřené hrotnatým koncem s trojbokým jehlanem (Obr. 22) a na dráty opatřené na hrotnatém konci plochými nebo šroubovými drážkami (Obr. 21). Opačný konec drátu slouží k upnutí a je buď válcový, nebo s ploškou. [10]



Obr. 21. – K-drát - šroubové drážky [10]



Obr. 22. – K-drát – trojboký jehlan [10]

Dále dělíme dráty, které jsou opatřeny zářezkou - olivkou, tzv. olivové dráty (Obr. 23), ty mají dřík opatřen výstupkem k zachycení drátu v kosti, nebo v jiném implantátu. Dráty šroubové mají v části dříku závit, který brání axiálnímu posuvu kostní tkáně. [10]



Obr. 23. – K-dráty s olivkou [10]

6. POSTUP MONTÁŽE FIXÁTORU

Lékaři užívají K-dráty nejčastěji pro fixaci složitých zlomenin a zvláště zlomenin, které zasahují do kloubu. Při použití drátu, by měla být vzdálenost od lomu minimální, ale s hlediska možnosti infekce a dostatečné pevnosti ukotvení v kosti, se doporučuje vzdálenost od lomu kosti 40-60 [mm]. Zavádění drátu do kosti se provádí pomocí vrtačky a ochranné objímky, která brání poškození měkkých tkání při zavádění drátu. Poté, co drát pomocí otáčivého pohybu vrtačky pronikne kostí, se vrtačka z drátu odstraní. Měkkou tkání se dál prostupuje ručně, nebo lehkými údery kladiva. Dráty s olivkou zavádíme do té doby, než se olivka dotkne kosti. Tyto dráty využíváme hlavně pro kompresi fragmentů a pro zamezení pohybu. [14], [3]

Nasazení prstence

Prstenec volíme tak, aby umožňoval pohyb kloubu a byl v dostatečné vzdálenosti od pokožky. U některých výrobců jsou při nasazování prstence upínky již na svých předem určených místech. [14]

Montáž upínek

Po nasazení prstence, se začnou upínky protahovat dráty a umísťovat na hranu prstence, nebo do děr. Dráty se do kosti zavádějí tak, aby tvořily písmeno X a nejlépe zajišťovaly polohu zlomeniny–kosti. V průběhu operace se ovšem poloha upínek může změnit z důvodu špatné fixace fragmentů kosti, nebo také špatnému umístění, vzhledem k anatomicky bezpečné zóně. Proto se musí zajistit vysoká variabilita použitých upínek a lehký přesun do požadované polohy. [14]

Po tomto kroku následuje napínání drátů, utahování upínek na prstenci a fixace drátu v upínce pomocí utažení šroubu. Tento postup byl popsán v předešle kapitole (1 a 5.3) pro různé výrobce upínek a napínáků.

Sestavení rámu

Další krok, který následuje, je sestavení rámu pomocí dalších spojovacích prvků fixátoru. Tvoříme rám hybridního (Schanzovy šrouby) a nebo kruhového fixátoru, kdy opakujeme předešlý postup na dalším prstenci. Celý postup montáže kruhového fixátoru je potřeba zredukovat na co nejmenší čas potřebný pro sestavení, zajištění a napnutí K-drátu, tak aby bylo řešení co nejvíce univerzální a zároveň ekonomické. Čas operačního zákroku hraje roli v zamezení potencionální infekce a také ke zkrácení doby potřebné k úplnému vyléčení pacienta bez komplikací. [14]

7. MATERIÁLY

Tuhost, pevnost, funkčnost a dlouhodobá životnost fixátoru a jeho konstrukčních prvků z velké míry závisí na použitém materiálu. Mezi dnešní nepoužívanější materiály zevních fixátoru patří austenitická korozivzdorná ocel, slitiny titanu, slitiny kobaltu a v neposlední řadě slitiny hliníku, které se povrchově upravují eloxováním a to zabrání oxidaci. Při použití nanotechnologie se upravují povrchové vrstvy materiálu, které umožňují ochranu proti bakteriím, mikrobům a usnadňují čištění a údržbu fixátoru. [3] [13]

Při konstrukci fixátoru jsou kladeny na materiál následující požadavky :

1. Lehká konstrukce fixátoru a kompaktní rozměry
2. Prostupnost rentgenového záření
3. Vysoká pevnost, tuhost
4. Dlouhá životnost (zabránění únavových lomů)

Nové materiály využívané v ortopedické praxi jsou kompozity. Tyto materiály nejlépe splňují požadavek lékařů, kteří při operaci pacienta snímkuji zlomeninu rentgenem z více úhlů, vyžadují neviditelnost fixátoru a jeho konstrukčních prvků. Touto vlastností materiálu dosáhneme zkrácení doby operace a snížení ozáření pacienta a také lékaře. Velice významnou vlastností je také snášenlivost kompozitu s lidskou tkání, to je v dnešní době častých výskytů alergií přínosem. [13]

Materiálové vlastnosti použitých materiálů:

Snahou v mé bakalářské práci, je co nejvíce omezit kovové díly u kruhového fixátoru tak, aby prostupnost rentgenového záření byla co největší. Pro mé řešení budu využívat kompozitu plastu a uhlíkových vláken. Použití uhlíkových vláken přináší vysokou pevnost k poměru hmotnosti. A kromě výborných mechanických vlastností, kompozit z uhlíkových vláken vytváří jedinečný a krásný povrch. Vlastnosti kompozitního materiálu jsou uvedeny v materiálovém listu v příloze č.1. na přiloženém datovém nosiči (Vstupní veličiny do výpočtu $E = 25000$ [MPa], $\mu = 0,33$ [-], R_e při 23 [°C] = 250 [MPa])

Dalším použitým materiálem je austenitická korozivzdorná ocel ČSN 17240. Tento materiál využívám pouze tam, kde řešení z plastu není možné z hlediska namáhání. Nevýhodou tohoto materiálu je ovšem vyšší hmotnost a neprostupnost rentgenového záření. (Vstupní veličiny do výpočtu $E = 200000$ [MPa], $\mu = 0,3$ [-], $R_e = 250$ [MPa])

8. KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ PRSTENCŮ

8.1. Kruh plný a kruh s otvory

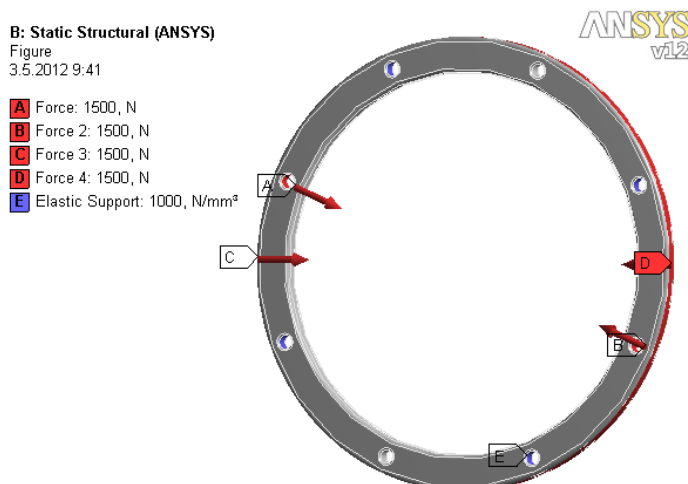
Tyto kruhy byly zadány jako stávající řešení prstenců a pro jiná řešení prstenců slouží jako podklad rozměrů a funkcí. Prstence jsou vyrobeny, z kompozitu na bázi uhlíkových vláken. Rozměry daných typů prstenců jsou popsány v přiložené výkresové dokumentaci (BIL246-PR-01 a BIL246-PR-02).



Obr. 24. - Prstenec plný a prstenec s otvory

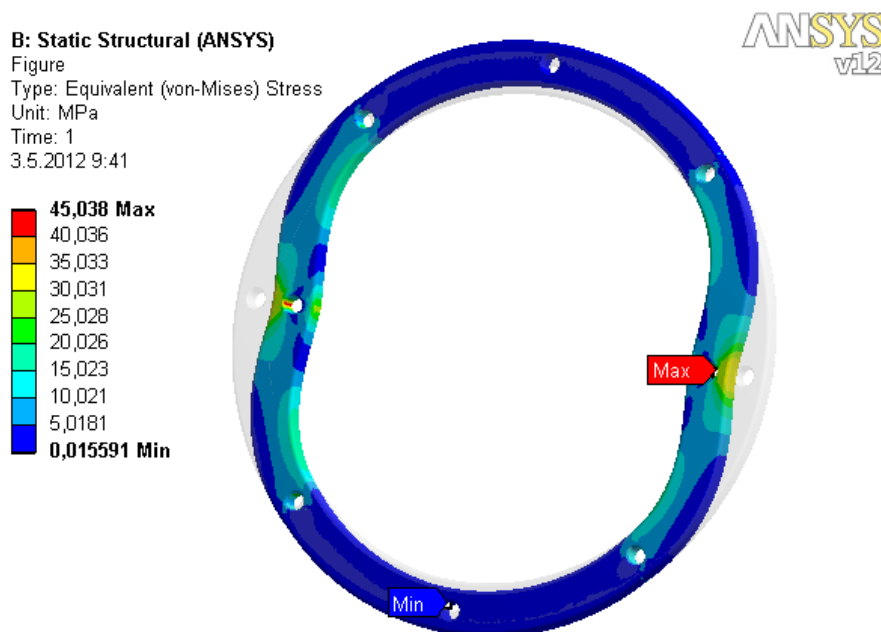
MKP výpočet :

Pro pevnostní analýzu jsem zvolil model prstence s dírami, protože pro výpočet je toto řešení více namáháno. Upínky, tedy síly- $F_N = 1500\text{[N]}$ jsou umístěny ve 2 otvorech a další síly jsou pootočený o $\alpha_N = 22,5^\circ$. Uložení - nosné tyče jsou umístěny ve zbývajících 4 otvorech. Za pomoci okrajové podmínky (Elastic Support) - podpora se zadanou tuhostí $k = 1000\text{ [N.mm}^{-3}\text{]}$, je docíleno reálného chování prstence při zatížení. Velikost sil, jejich orientace a tuhost podpór jsou zobrazeny na (Obr.25.).

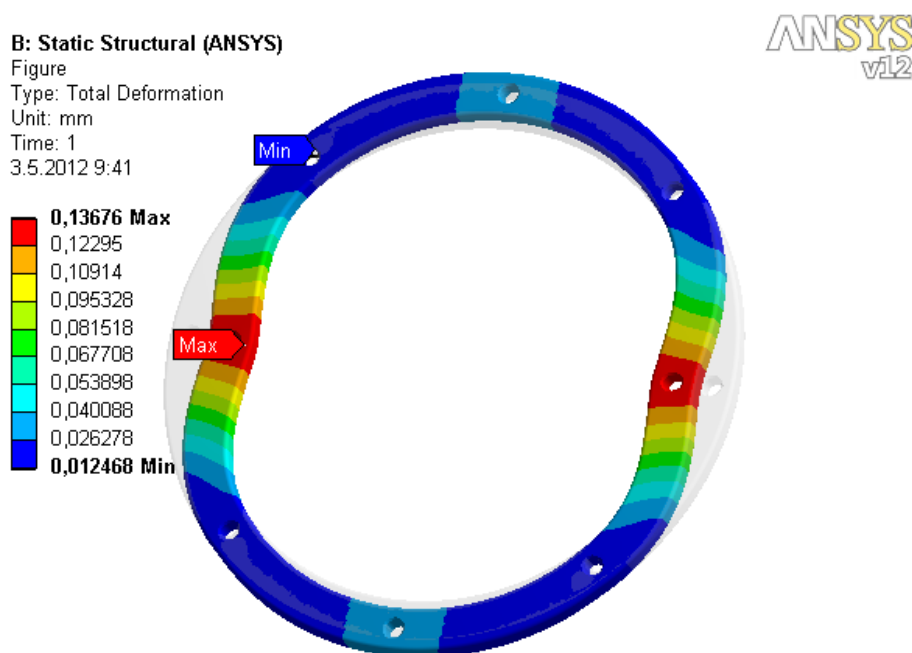


Obr. 25. - Prstenec s otvory - okrajové podmínky, zatížení

Prstenec byl dimenzován tak, aby se výsledné napětí pohybovalo kolem $\sigma_{\text{MAX}} = 50$ [MPa]. Maximální napětí je $\sigma_{\text{MAX}} = 45$ [MPa] a maximální deformace činí $y_{\text{MAX}} = 0,136$ [mm]. Tento rozsah byl konzultován s Doc. Ing. Karlem Frydrýškem, Ph.D., ING-PAED IGIP. Prstence tímto dosáhnou vysoké životnosti a odolnosti proti únavě materiálu. Výsledky výpočtu a jejich podrobnosti jsou uvedeny ve výpočtové zprávě v příloze č.2., na přiloženém datovém nosiči. Místa největšího napětí jsou zobrazeny na (Obr.26.) a místa maximální deformace jsou zobrazeny na (Obr.27.).



Obr. 26. - Prstenec s otvory - Napětí podle podmínky pevnosti HMM



Obr. 27. - Prstenec s otvory - Deformace

8.2. Kruh s oválnými otvory

Toto řešení kruhu s oválnými otvory nabízí oproti kruhu s dírami plynulé posouvání upínky po prstenci do požadované polohy. Ovšem v tomto řešení je nutností požit kovové upínky se závitem a ty nesplňují podmínku prostupnosti rentgenového záření. Prstenec je vyroben z kompozitu, na bázi uhlíkových vláken. Rozměry prstence na vnitřní straně musely být zvětšeny (vysoké namáhání v místě oválného otvoru) a jsou popsány v přiložené výkresové dokumentaci. (BIL246-PR-02)



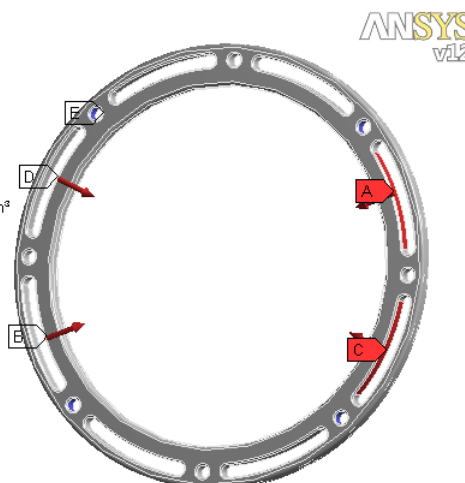
Obr. 28. - Kruh s oválnými otvory

MKP výpočet:

Pro pevnostní analýzu jsem zvolil opět nejhorší typ zatížení, 4 síly- $F_N = 1500[\text{N}]$ pootočené o $\alpha_N = 45[^\circ]$. Uložení - nosné tyče jsou umístěny ve zbývajících 4 otvorech označených modře. Za pomoci okrajové podmínky (Elastic Support) - podpora se zadanou tuhostí $k = 1000 [\text{N} \cdot \text{mm}^{-3}]$, je docíleno reálného chování prstence při zatížení. Velikost sil, jejich orientace a tuhost podpor jsou zobrazeny na (Obr.29.).

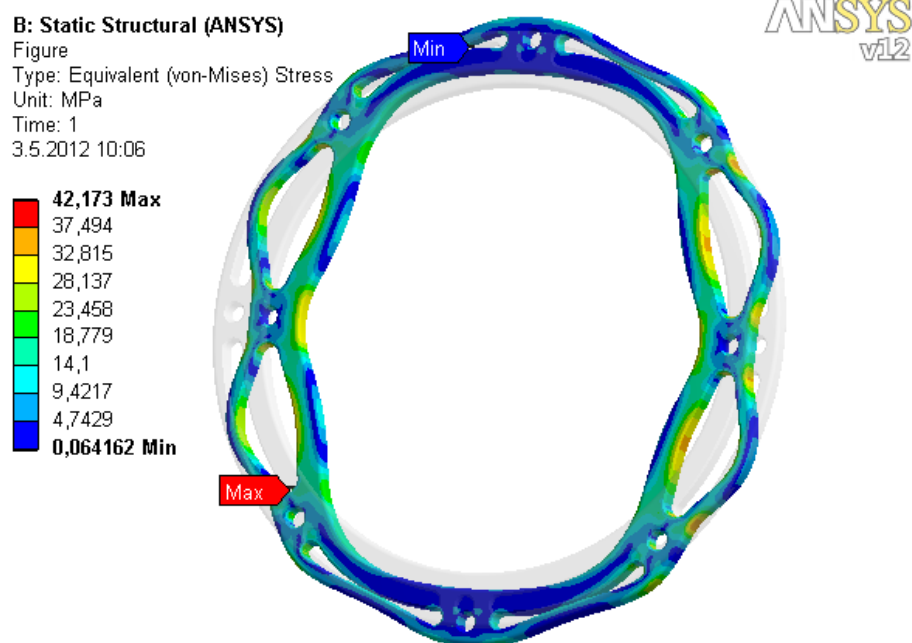
B: Static Structural (ANSYS)
Figure
3.5.2012 10:05

- A** Force: 1500, N
- B** Force 2: 1500, N
- C** Force 3: 1500, N
- D** Force 4: 1500, N
- E** Elastic Support: 1000, N/mm³

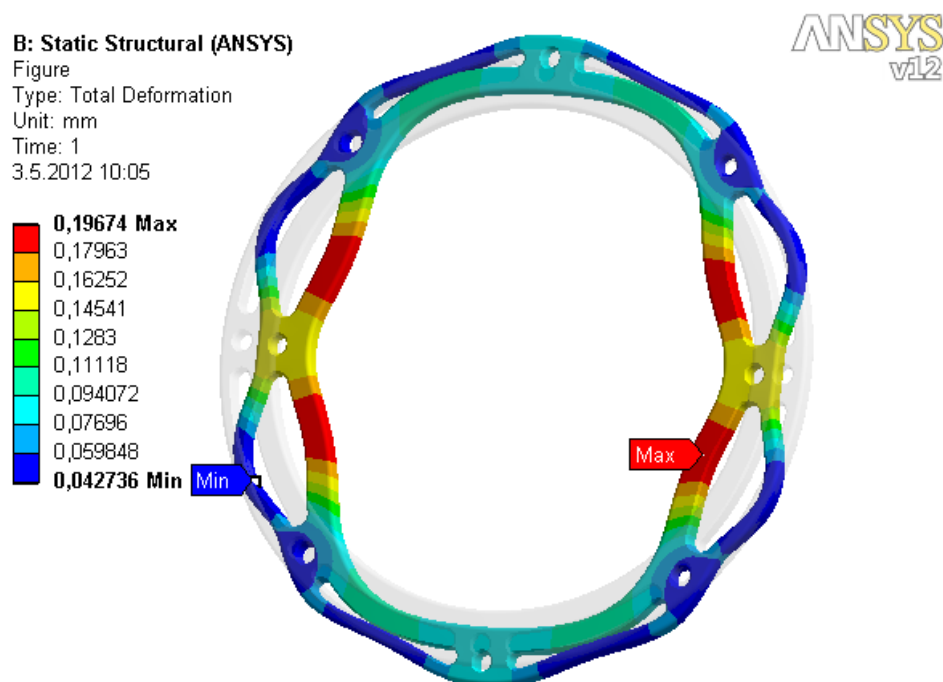


Obr. 29. - Kruh s oválnými otvory - Okrajové podmínky, zatížení

Prstenec byl opět navrhnut tak, aby se výsledné napětí pohybovalo kolem $\sigma_{\text{MAX}} = 50$ [MPa]. Maximální deformace činí $y_{\text{MAX}} = 0,196$ [mm] a maximální napětí $\sigma_{\text{MAX}} = 42$ [MPa]. Výsledky výpočtu a jejich podrobnosti jsou uvedeny ve výpočtové zprávě v příloze č.3., na přiloženém datovém nosiči. Místa největšího napětí jsou zobrazeny na (Obr.30.) a místa maximální deformace jsou zobrazeny na (Obr.31.).



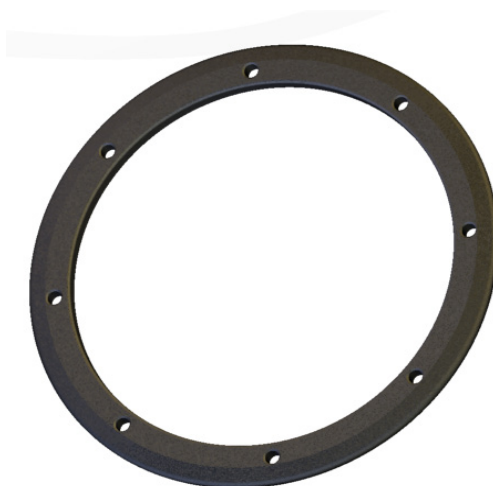
Obr. 30. - Kruh s oválnými otvory - Napětí podle podmínky pevnosti HMM



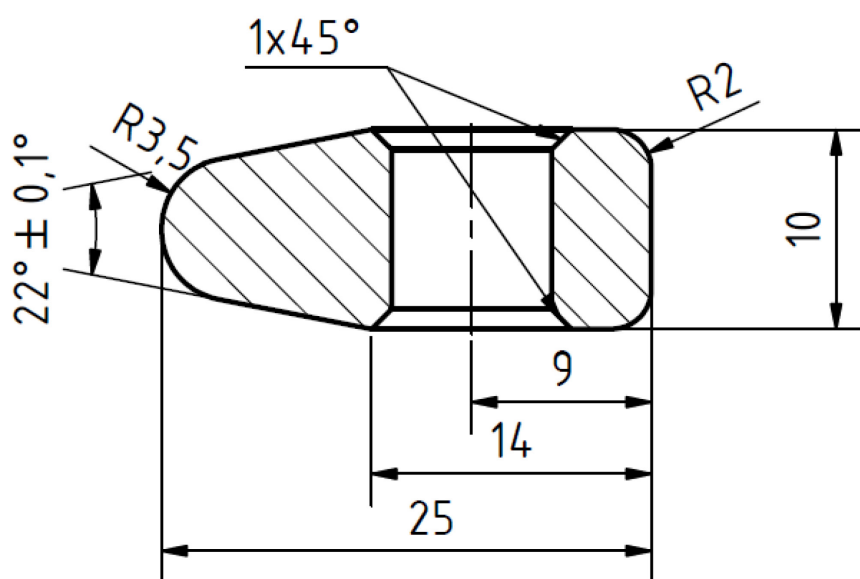
Obr. 31. - Kruh s oválnými otvory - Deformace

8.3. Kónický kruh

Další vzniklé řešení, je kónický tvar prstence, ten nabízí oproti jiným kruhům posouvání upínky po prstenci do požadované polohy bez omezení a odbourává šrouby pro aretaci upínky na prstenci. Kónický tvar prstence využívá samosvornosti mezi upínkou a prstencem. Zvolený úhel na prstenci $\beta = 11^\circ$ (Obr.33.). zajišťuje samosvornost a po uvolnění napínací síly drátu je možno upínku lehce odejmout. Tento úhel byl zvolen dle literatury části strojů a mechanismů ^[16]. Ovšem, když drát neprochází v blízkosti osy rotace prstence, tvar upínky a prstence nezajistí samosvornost a upínka se může na prstenci posunout. Prstenec je vyroben z kompozitu na bázi uhlíkových vláken. Ostatní rozměry prstence jsou popsány a upřesněny v přiložené výkresové dokumentaci. (BIL246-PR-04)



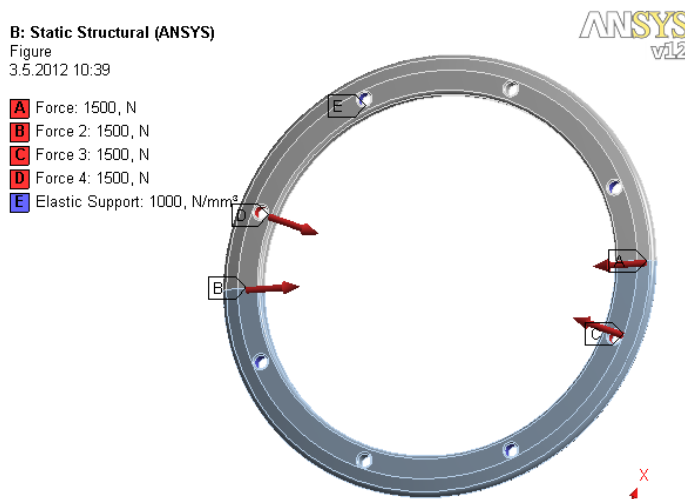
Obr. 32. - Kónický kruh



Obr. 33. - Řez kónickým kruhem

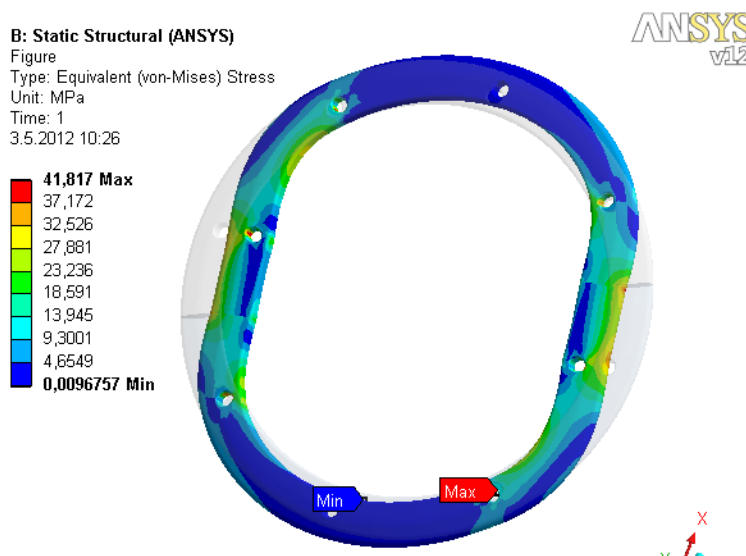
MKP výpočet:

Pro pevnostní analýzu jsem zvolil upínky, tedy síly - $F_N = 1500\text{[N]}$, které jsou umístěny ve 2 otvorech a další síly jsou pootočený o $\alpha_N = 22,5[^\circ]$. Uložení - nosné tyče jsou umístěny ve zbývajících 4 otvorech vyznačených modře. Za pomoci okrajové podmínky (Elastic Support) - podpora se zadanou tuhostí $k = 1000\text{ [N.mm}^{-3}\text{]}$, je docíleno reálného chování prstence při zatížení. Velikost sil, jejich orientace a tuhost podpor jsou zobrazeny na (Obr.34.)



Obr. 34. - Kónický kruh - Okrajové podmínky, zatížení

Maximální deformace činí $y_{\text{MAX}} = 0,17\text{ [mm]}$ a maximální napětí $\sigma_{\text{MAX}} = 41,8\text{ [MPa]}$. Výsledky výpočtu a jejich podrobnosti jsou uvedeny ve výpočtové zprávě v příloze č.4., na přiloženém datovém nosiči. Místa největšího napětí jsou zobrazeny na (Obr.35.) a místa maximálních deformací jsou zobrazeny na (Obr.36.).



Obr. 35. - Kónický kruh - Napětí podle podmínky pevnosti HMM

B: Static Structural (ANSYS)

Figure

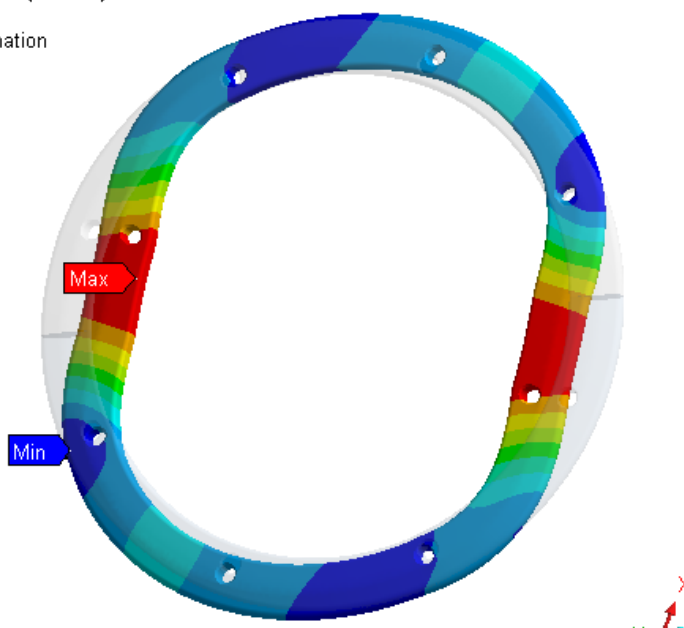
Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1

3.5.2012 10:26

0,1719 Max
 0,15456
 0,13723
 0,11989
 0,10256
 0,085223
 0,067889
 0,050555
 0,03322
 0,015886 Min



Obr. 36. - Kónický kruh - Deformace

Pro tento typ kruhu jsem řešil také druhý zátěžný stav, kdy je kruh zatížen v místě uložení nosných tyčí silou $F_z = 125$ [N]. Tímto je nasimulováno zatížení kruhu při chůzi pacienta, nebo také oddalování kruhů. Výpočtová zpráva s obrázky je součástí přílohy č.5. na přiloženém datovém nosiči.

8.4. Zhodnocení navržených řešení

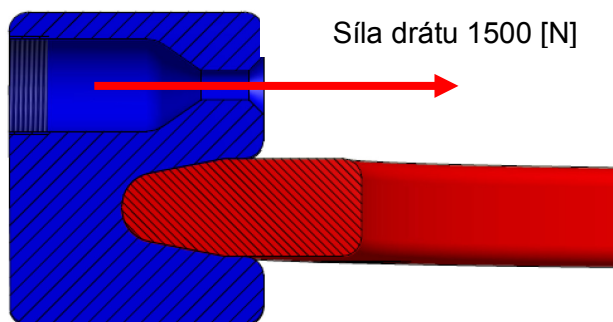
V kapitole 8, jsem se zabýval různými řešeními prstenců pro kruhové fixátory. Uvedl jsem jejich výhody a také nevýhody oproti stávajícím řešením. Prstence byly podrobeny úspěšné pevnostní kontrole, která nám ukázala, že nejvíce zatížená místa jsou otvory pro nosné tyče a jak je vidět u kruhu s oválnými dírami v místech nejmenších tuhostí.

Pro uchycení kovových šroubových upínek se jako nejlepší řešení nabízí kruh s oválnými otvory, který oproti minulému řešení (kruhu s otvory) nabízí jednoduché přesunování upínky bez demontáže matice a také přináší větší variabilitu polohy upínky na prstenci.

Nejvhodnějším řešením prstence, je ovšem kónický kruh. Využitím samosvornosti za působení síly dosáhneme odstranění všech kovových komponent pro uchycení na kruhu. Upínky lze umístit v podstatě na jakékoliv místo na prstenci. Nevýhodou je ovšem nutná větší přesnost výroby úhlu tak, aby byla zajištěna samosvornost.

9. KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ UPNUTÍ NA PRSTENEC

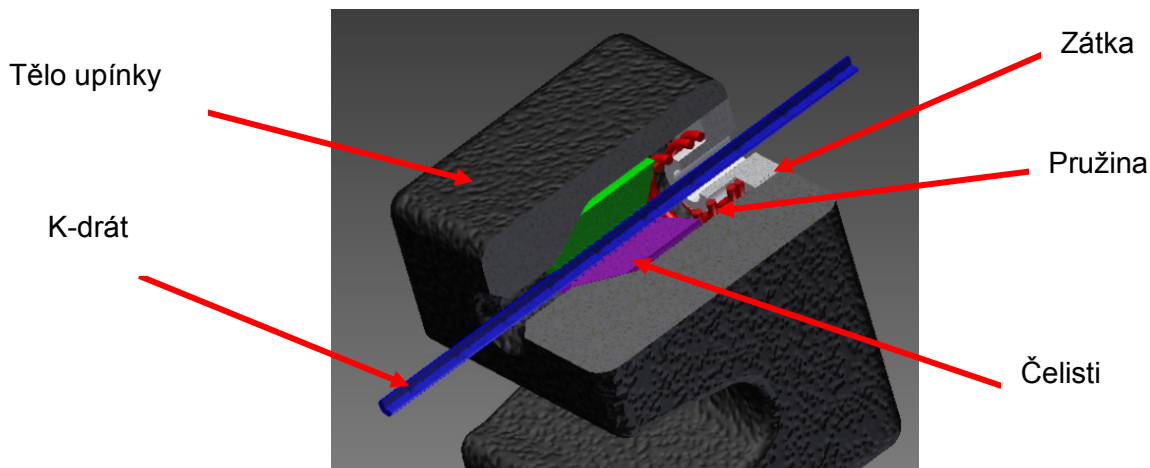
Pro konstrukční řešení upnutí na prstenech, byly kladeny požadavky minimalizace kovových komponent upínky, snadná variabilita pohybu a jednoduché napínání a dopínání K-drátu. První řešení kónické upínky vychází z navrženého kónického prstence. Způsob uchycení upínky na prstenech vidíme na (Obr.37.), kdy je upínka samosvorností držena na prstenci pomocí síly v drátu.



Obr. 37. - Systém kónické upínky a prstence

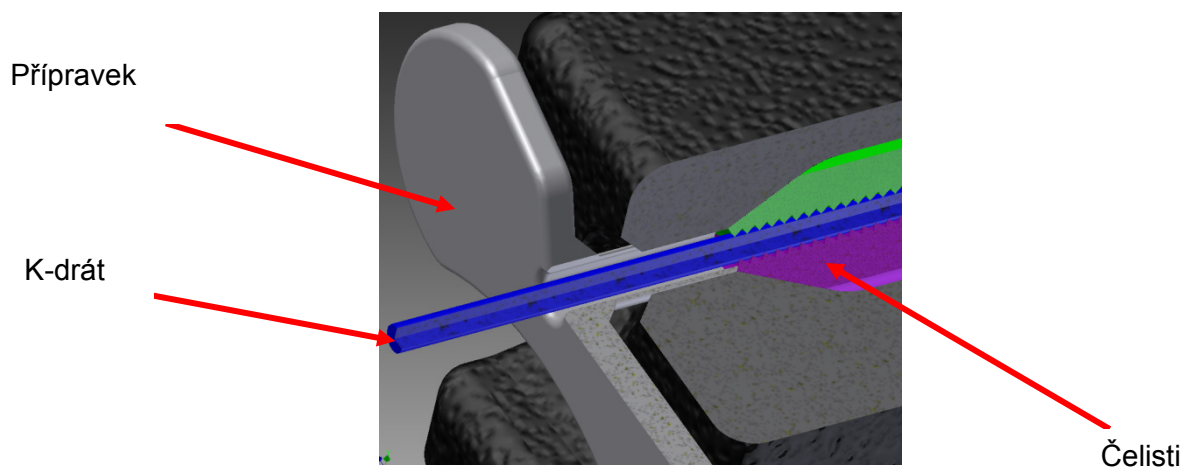
9.1. Konstrukční řešení kónické upínky

První řešení upínky vychází z technologie napínání K-drátu pomocí nýtovacích kleští, kdy dvě čelisti drží drát v požadovaném předpětí. Sestava upínky se skládá z těla upínky, dvou čelistí, které zapadají do zvoleného úhlu $\gamma = 70^\circ$. Tento úhel zabezpečuje malý zdvih čelistí při dopínání a tím minimalizuje ztrátu předepínací síly v drátu. Dále je upínka opatřena pružinou o max. síle $F_p = 4 \text{ [N]}$ a pomocí zátky, o kterou se pružina opírá je zabezpečena stálá poloha čelistí. Toto řešení je nejlepší z hlediska minimalizace kovových komponentů a při použití kónického prstence odstraníme i použité šrouby pro aretaci na prstenci. Jedinou nevýhodou se jeví nutnost použití napínáku drátu, při dopínání na kruhovém fixátoru.



Obr. 38. Sestava kónické upínky

Při operaci ovšem může nastat situace kdy je nutno upínku přesunout na jiné místo na prstenci, tzn. uvolnit drát z upínky a tu pak přesunout. Tato upínka je ovšem konstruována tak, aby znemožňovala pacientům přístup do mechaniky upínky a tím zabezpečila jejich bezpečnost. Pro tuto situaci jsem navrhl přípravek, který posune čelisti a uvolní tak předepjatý drát jednoduchým nasazením do díry upínky a silou vyvolanou na plochu přípravku posune čelisti do požadované polohy tak, aby bylo možno drát vysunout.

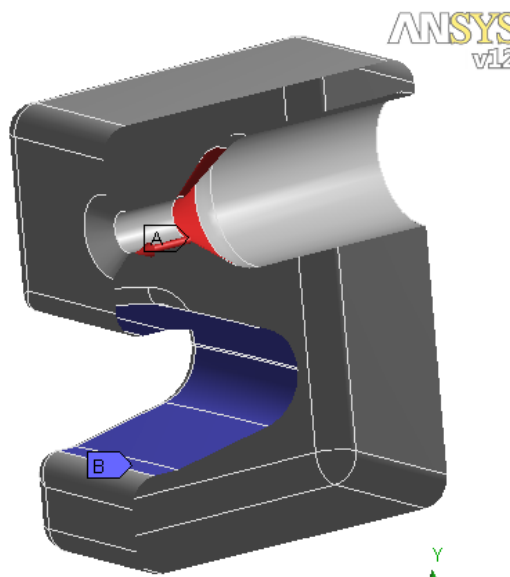


Obr. 39. - Přípravek pro uvolnění čelistí

MKP výpočet:

Sílu - $F_N = 1500[N]$ jsem umístil do styčné plochy mezi čelistmi a tělem upínky. Uložení upínky (značeno modře) je zvoleno na stykovou plochu mezi prstencem a upínkou se zvolenou tuhostí $k = 1500 [N.mm^{-3}]$, která byla dimenzována tak, aby deformace prstence a deformace upínky ve stykové ploše byla totožná. Velikost sil, jejich orientace a tuhost podpor jsou zobrazeny na (Obr.40.).

B: Static Structural (ANSYS)
Figure
3.5.2012 15:36
A Force: 1500, N
B Elastic Support: 1500, N/mm³



Obr. 40. - Kónická upínka - Okrajové podmínky, zatížení

Maximální deformace činí $y_{\text{MAX}} = 0,22$ [mm] a maximální napětí $\sigma_{\text{MAX}} = 64,2$ [MPa], které vzniká v místě přechodu kuželové a válcové plochy. Výsledky výpočtu a jejich podrobnosti jsou uvedeny ve výpočtové zprávě v příloze č.6., místa největšího napětí jsou zobrazeny na (Obr.41.) a místa maximálních deformací jsou zobrazeny na (Obr.42.) Zvolené rozměry upínky musely být během výpočtů měněny a jsou blíže popsány v přiložené výkresové dokumentaci, spolu s příslušnými částmi upínky (BIL246-UK-01, BIL246-UK-02, BIL246-UK-03, BIL246-UK-04, BIL246-UK-05)

B: Static Structural (ANSYS)

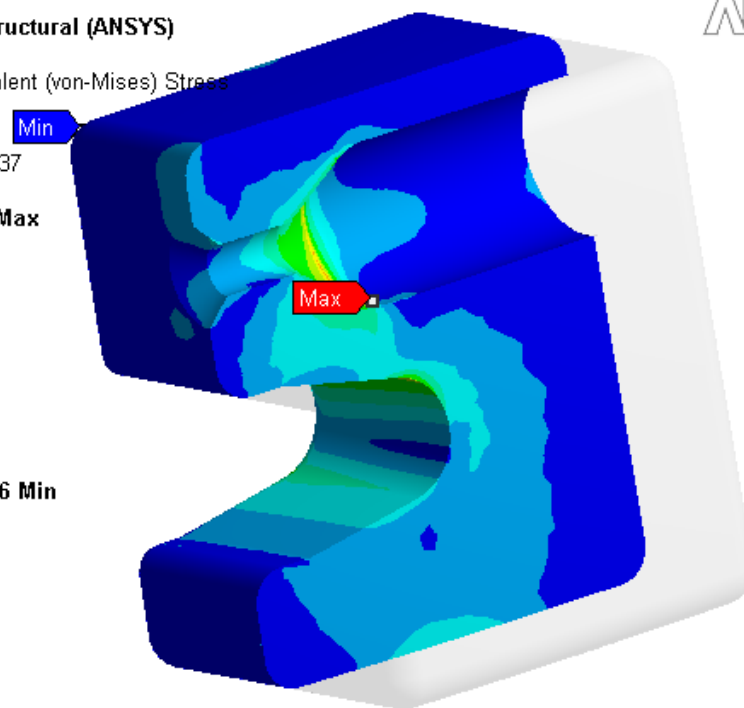
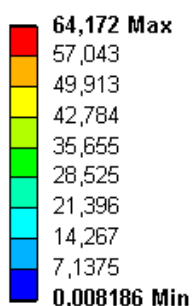
Figure

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

3.5.2012 15:37



Obr. 41. - Kónická upínka - Napětí podle podmínky pevnosti HMM

B: Static Structural (ANSYS)

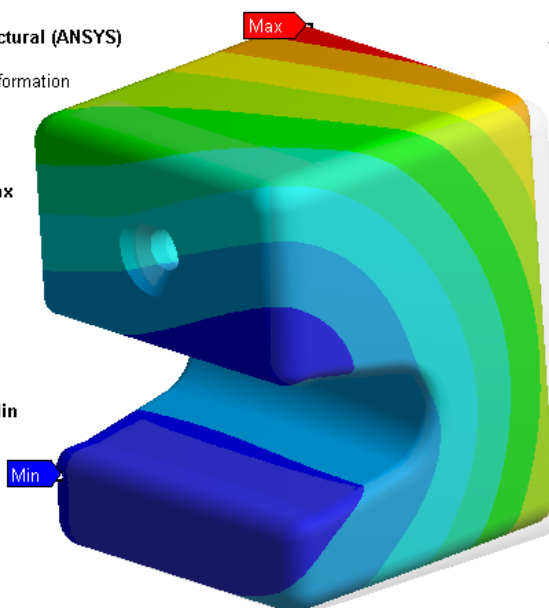
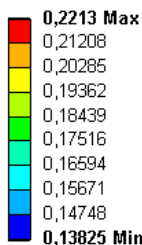
Figure

Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1

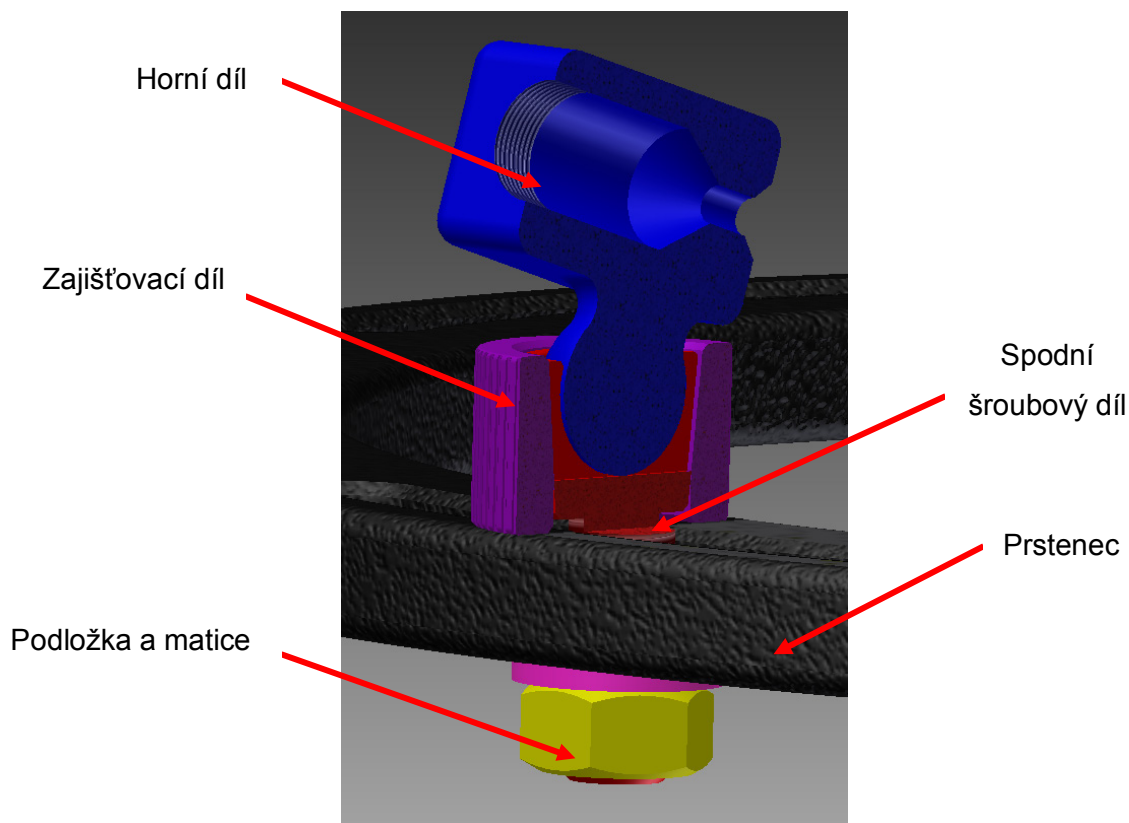
3.5.2012 15:37



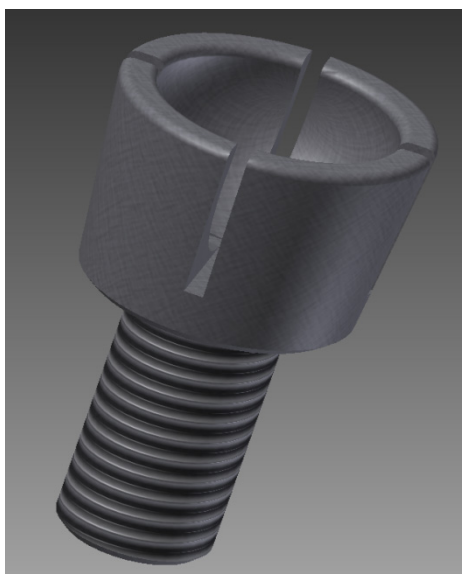
Obr. 42. - Kónická upínka - Deformace

9.2. Konstrukční řešení upínky s kloubem

Kloubové řešení upínky nám přináší vysokou variabilitu pohybu upínky. Ve spojení s kruhem s oválnými otvory, se může upínka pohybovat v několika rovinách a také mezi sebou spojovat prstence. Nevýhodou se však jeví nutnost použití kovového šroubu. Plast s karbonovými vlákny by na závitě pevnostně nevyhověl. Sestava horního dílu kloubové upínky je totožná s předešlým řešením kónické upínky, jak je popsáno v kapitole 9.1. Spodní šroubový díl kloubové upínky je vytvořen tak, aby kulová plocha horního dílu přesně zapadla do spodního. Při nasazování ovšem dochází k deformaci a proto je spodní díl opatřen podélnými drážkami (Obr.44.), ty dovolí kulové ploše se rozevřít. Dále je spodní šroubový díl opatřen závitě M8. Tento rozměr vychází z průměru děr na prstencích. Zajišťovací a spodní šroubový díl jsou mezi sebou spojeny pomocí sevření na kuželové ploše. Úhel kuželové plochy jsem zvolil $\beta_k = 5,5 [^\circ]$, takovýto úhel zajistí kvalitní sevření na kuželové ploše a zároveň příliš nezvětší rozměry upínky. Ovšem takovýto úhel přináší nevýhodu při povolení upínky, kdy bude potřeba větší síly na demontáž zajišťovacího dílu.^[16] Zvolené rozměry upínky jsou blíže popsány v příložené výkresové dokumentaci, spolu s příslušnými částmi upínky (BIL246-UKI-01, BIL246-UKI-02, BIL246-UKI-03, BIL246-UKI-04)



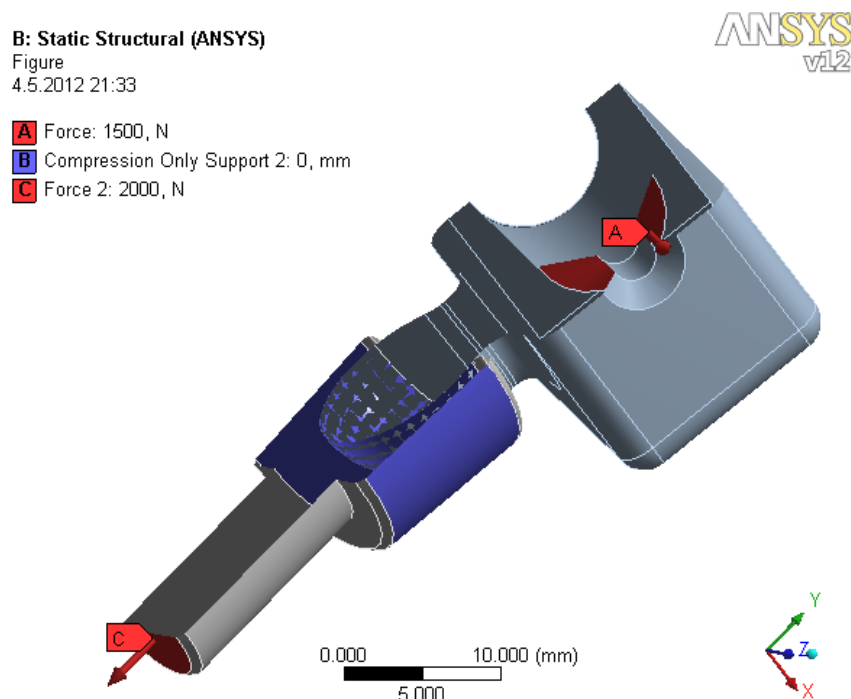
Obr. 43. - Sestava kloubové upínky



Obr. 44. - Spodní šroubový díl kloubové upínky

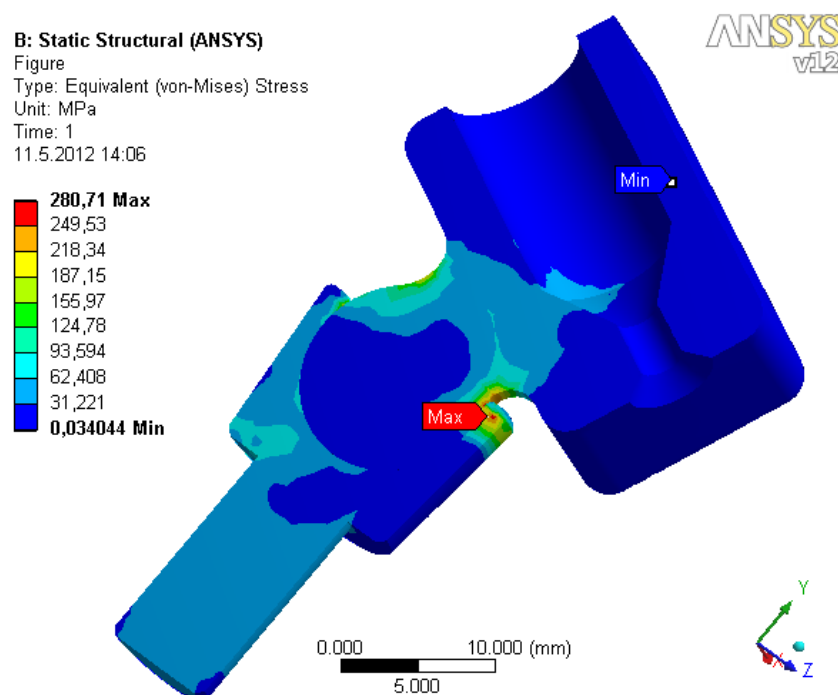
MKP výpočet:

Sílu - $F_N = 1500[\text{N}]$ jsem umístil do styčné plochy mezi čelistmi a tělem upínky. Druhá síla $F_S = 2000[\text{N}]$ simuluje maximální utahovací sílu ve šroubu. K této síle jsem dospěl opakovaným výpočtem tak, abych nepřekročil požadované napětí. Uložení upínky je zvoleno na stykovou plochu mezi spodním šroubovým a zajišťovacím dílem pomocí podpory (Compression Only Support). Kontakt mezi spodním a horním dílem je nastaven jako lepený. Velikost sil, jejich orientace a podpora je zobrazena na (Obr.45.).

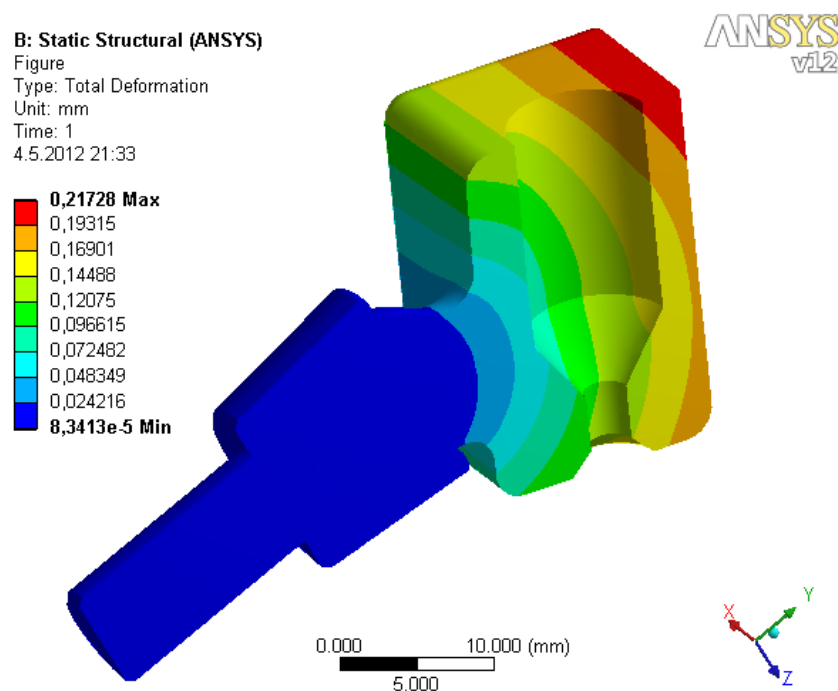


Obr. 45. - Kloubová upínka - Okrajové podmínky, zatížení

Maximální deformace činí $y_{\text{MAX}} = 0,21$ [mm] a maximální napětí $\sigma_{\text{MAX}} = 280,7$ [MPa], které je ovšem Hertzovo a v tlaku si takovou hodnotu můžeme dovolit. Výsledky výpočtu a jejich podrobnosti jsou uvedeny ve výpočtové zprávě v příloze č.7., na přiloženém datovém nosiči. Místa největšího napětí jsou zobrazeny na (Obr.46.) a místo maximální deformace je zobrazeno na (Obr.47.).



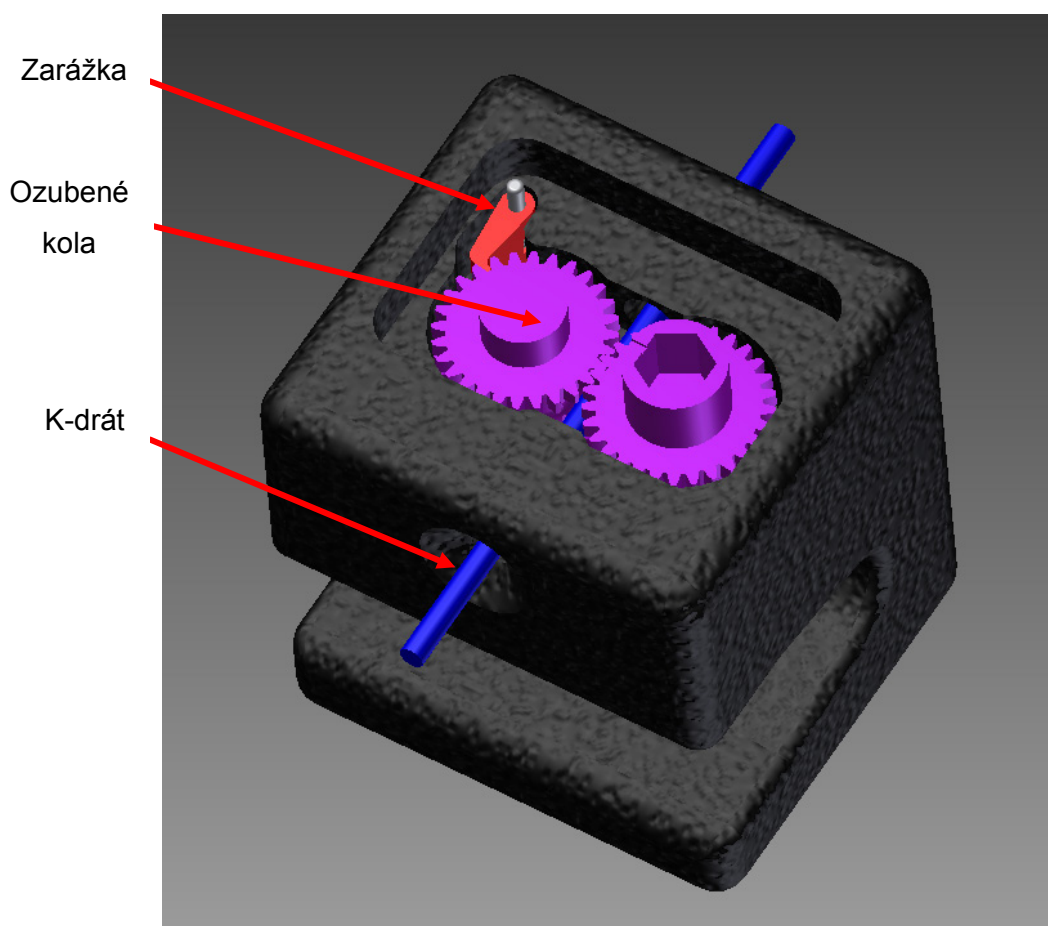
Obr. 46. - Kloubová upínka - Napětí podle podmínky pevnosti HMM



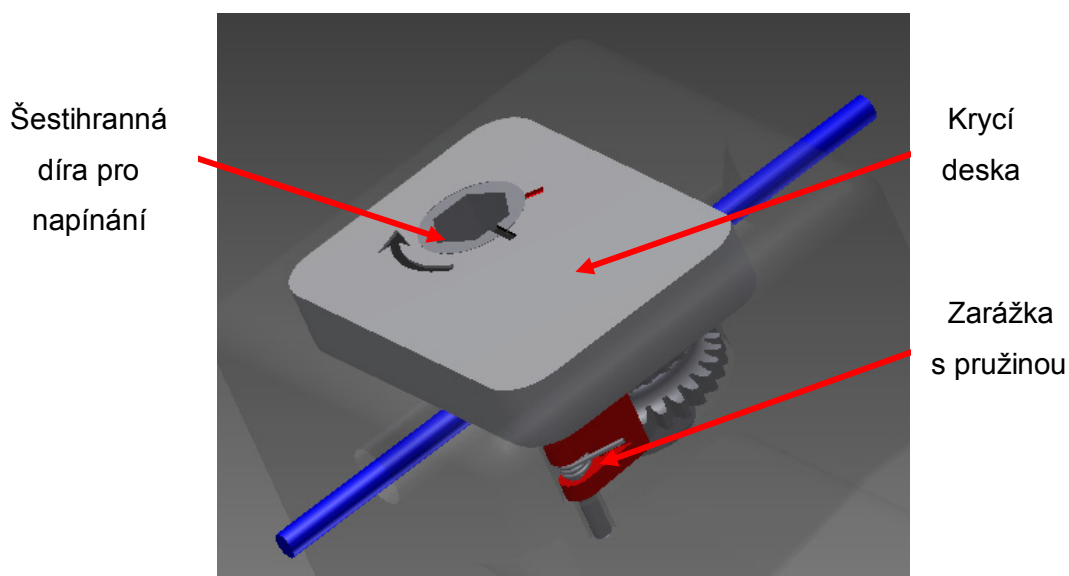
Obr. 47. - Kloubová upínka - Deformace

9.3. Konstrukční řešení upínky s napínáním

Další vzniklé řešení upínky spojuje systém aretace a napínání K-drátu bez jakéhokoliv použití napínáku. Základem systému jsou dvě ozubená kola, která mají ve svém středu drážku, která je ve svém začátku koncipována tak, aby K-drát lehce prošel, ale zbývající část drážky je zúžená, aby upínka udržela K-drát o průměru $D_K = 2$ [mm]. Po protažení drátu upínkou se do šestihranné díry vloží momentový klíč a za pomoci otáčení v předepsaném směru šipkou (Obr.49.) se drát dopne na požadované předpětí pomocí nastaveného momentu na klíči. Pro zajištění polohy ozubených kol jsem zvolil jednoduchou zarážku (Obr.49.). Ta při napínání drátu přeskakuje za pomoci pružiny, ovšem, když se začnou kola otáčet v opačném směru, tak zarážka zapadne do zubů a drží polohu ozubených kol a hodnotu předpětí. Nevýhodou toho řešení je ovšem vysoká pořizovací cena, velké rozměry, vyšší počet kovových komponentů a také požadovaná vysoká přesnost při výrobě ozubených kol.



Obr. 48. - Upínka s napínáním



Obr. 49. - Upínka s napínáním - Funkce zarážky a napínání

9.4. Zhodnocení navržených řešení

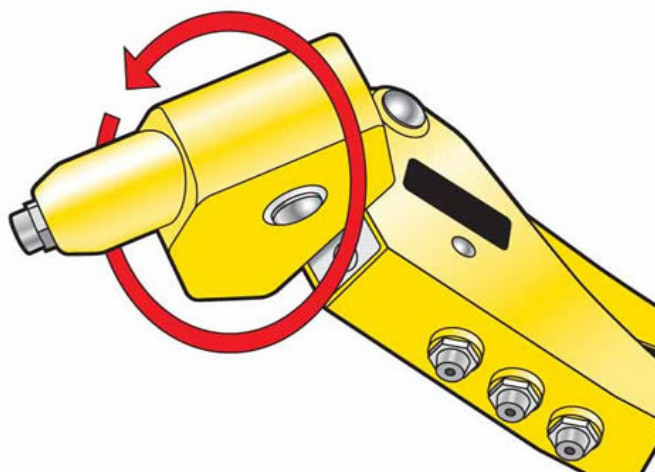
V kapitole 9.1. a 9.2. jsem popisoval různé varianty řešení upínek pro kruhový fixátor. Uvedl jsem jejich základní podstatu funkce, popis celé sestavy a také provedl pevnostní výpočty s kladným výsledkem. Využil jsem oba mé navržené prstence k tomu, abych ke každému z nich uvedl jeden typ funkční upínky.

Nejvhodnějším řešením, je spojení kónického prstence a upínky, kde využitím samosvornosti, za působení síly, dosáhneme odstranění všech kovových komponent pro uchycení na kruhu. Ovšem pro uchycení drátu, jsem zvolil kovové čelisti. I přesto, je takovéto řešení, jak variabilitou na kruhu, obsahem kovu, nejlepší ze všech těchto variant. A pro speciální případy, kdy je potřeba drát uchytnout mezi dvěma kruhy, které jsou mezi sebou zafixovány nosnými tyčemi, vznikla kloubová upínka, která nabízí upnutí drátu v několika rovinách a při použití společně s kruhem s oválnými otvory dostáváme velice univerzální systém. Nevýhodou je ovšem poněkud větší rozměr upínky, vysoká přesnost výroby kulových, úhlových ploch a také nutnost použití kovového šroubu.

V kapitole 9.3. jsem se pokoušel navrhnout upínku, která by současně udržela drát v požadovaném předpětí a zároveň by bylo možno napínat a dopínat K-drát. Ovšem toto řešení zavrhuji, z důvodu záporného výsledku pevnostní kontroly. Musely by být použity větší rozměry ozubených kol a zarážky, a toto řešení by bylo rozměrově příliš velké, sestava složitá a hmotnost použitím kovu vyšší. Proto takovéto řešení zavrhuji a systém napínání K-drátu zvolím pomocí jiného systému.

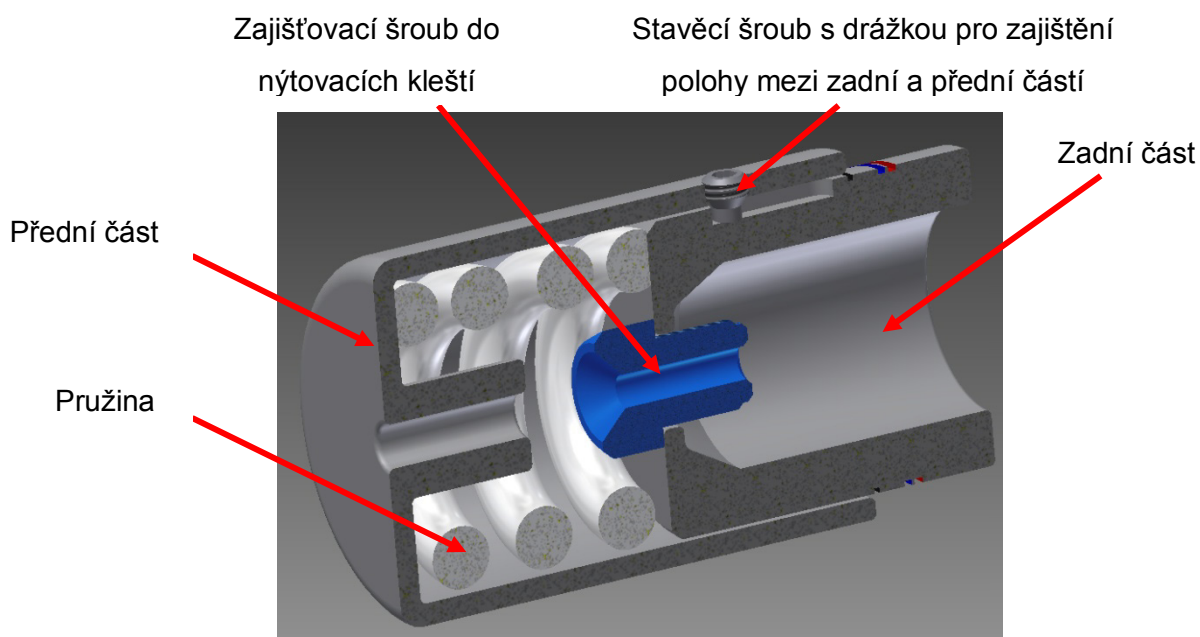
10. KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ NAPÍNÁNÍ DRÁTU

Všechny typy napínáků drátů různých výrobců jsou postaveny na principu běžných nýtovacích kleští. Pomocí běžných nýtovacích kleští se napínaly dráty také u starších typů fixátorů. ^[3] Takovéto napínání je velice rychlé a pro tyto účely i dostatečně přesné. Zdaleka nejrychlejší a nejpromyšlenější systém, který nabízí společnost Orthofix, založený na systému pákových kleští a jednoduché aretace ovšem kvůli své koncepci nenabízí přístup do těžce dosažitelných, nebo velikostně omezených míst. Systém jde vylepšit lepší přístupností a proto, abychom při operaci nemuseli natáčet a pohybovat s končetinou, zvolil jsem pro své řešení systém s naklápěcí nýtovací hlavou, tento systém lze vidět například u nýtovacích kleští STANLEY 6-MR77 (Obr.50.). U těchto nýtovacích kleští lze použít dlouhých rukojetí pro snadnější zmáčknutí při napínání a přitom nejsme omezeni prostorem. Mé řešení upínek drátů také nabízí možnost zjednodušení konstrukce kleští, kdy není zapotřebí aretace rukojetí pro udržení předepsaného napětí drátu.

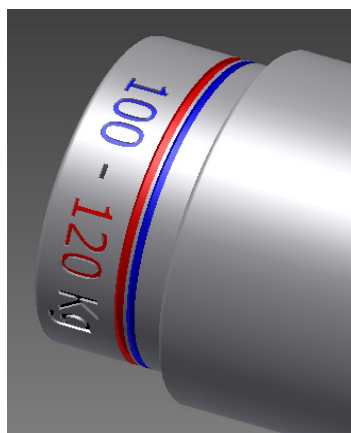


Obr. 50. - Otočná hlava nýtovacích kleští STANLEY 6-MR77 [17]

Sestava přípravku na napínání drátu (Obr.51.) se skládá z přední části, ta doléhá na zadní stěnu upínky a také pomáhá navádět drát do nýtovacích kleští. Poté v sestavě následuje pružina, která je vypočtena speciálně pro tuto aplikaci v programu INVENTOR v Generátoru komponent tlačných pružin. Kompletní výpočtová zpráva je součástí přílohy č.9. a výkresová dokumentace (BIL246-NAP-03), kde jsou uvedeny příslušné údaje. Pružina je vyrobena z nerezové pružinové oceli. Na zadní část přípravku doléhá pružina a je také upevněna pomocí šroubu v nýtovacích kleštích. Vnější plocha zadního dílu slouží také pro orientaci velikosti předepínací síly (Obr.52.), kde modrý proužek znamená předepnutí na sílu $F_N = 981 \text{ [N]}$ $\Rightarrow m_N = 100 \text{ [kg]}$ a červený na sílu $F_N = 1177,2 \text{ [N]}$ $\Rightarrow m_N = 120 \text{ [kg]}$. Vzdálenosti pruhů jsou zvoleny dle tuhosti pružiny a jejich šířka je upravena tak, aby zohlednila posunutí čelistí v upínce.



Obr. 51. - Sestava přípravku na napínání drátu



Obr. 52. - orientační proužky předepínací síly

10.1. Zhodnocení navrženého řešení

V kapitole 10. jsem popisoval mou variantu napínání drátu pro kruhový fixátor. Uvedl jsem jeho základní podstatu funkce a popis celé sestavy. V tomto případě jsem neuváděl pevnostní výpočty, protože hodnoty napětí vycházejí malé, v rozsahu do $\sigma_{\text{MAX}} = 10$ [MPa]. Pro kompletnost jsem výpočtovou zprávu uvedl v příloze č.8. na datovém nosiči. Napínání drátu dle mého navrženého systému pomocí nýtovacích kleští, je velmi jednoduché, rychlé a pracuje jen s malou nepřesností. V případě dalšího dopínání K-drátu je třeba nechat $L_K = 50$ [mm] volného drátu za upínkou, proto, aby bylo možno drát znovu uchytit do kleští. Tuto podmínku ovšem mají i systémy podobných výrobců napínáků.

11. POSTUP NAPÍNÁNÍ DRÁTU NAVRŽENÉHO ŘEŠENÍ

Pro úplnost a srozumitelnost práce, uvedu také kompletní postup napínání drátu se zvoleným kónickým prstencem a upínkou (Obr.53.). Jako první krok napínání K-drátu, je jeho vhodné zavedení do kosti.

Nasazení prstence

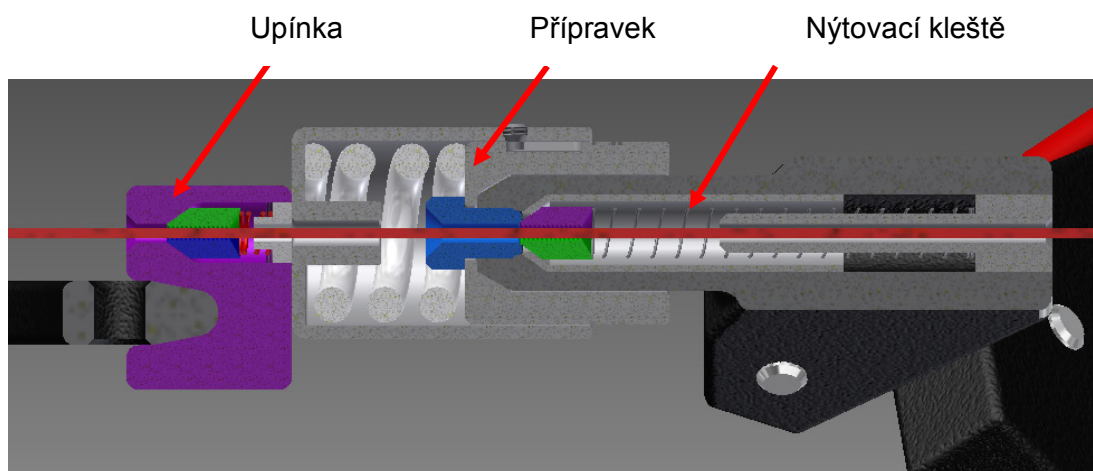
Druhý krok v postupu, je nasazení vhodného prstence na končetinu. V mém případě, se jedná o kruh s vnitřním průměrem $D_P = 220$ [mm].

Montáž upínek

Po nasazení prstence, se začnou upínkami protahovat dráty a umísťovat na zkosenou hranu prstence, nebo do děr, jak je to v případě kloubové upínky. Co dělat v případě změny polohy upínky se dočteme v kapitole 9.1. Po tomto kroku následuje sestavení rámu pomocí dalších spojovacích prvků fixátoru. V této práci se tomuto tématu věnovat nebudu.

Napínání K-drátu

Další krok, který následuje, je nasunutí přípravku spolu s nýtovacími kleštěmi na K-drát a bez jakékoliv další přípravy, je možno napínat drát stlačením rukojetí nýtovacích kleští. V protější upínce se sevrou čelisti tak, aby bylo možno provézt napnutí na požadovanou hodnotu. Pokud se nejedná o K-drát s olivkou, tak je napínání u konce. Jednoduchým zpětným pohybem rukojetí nýtovacích kleští se čelisti v nýtovacích kleštích uvolní a dovolí tak vysunutí přípravku i s kleštěmi. Odcvaknutím a nasazením gumové ochrany na K-drát je proces napínání ukončen.



Obr. 53. - Sestava napínání

12. ZÁVĚR

Tato bakalářská práce byla zaměřena na konstrukci upínání a napínání drátu u kruhového fixátoru. V úvodu práce jsou vysvětleny základní pojmy zlomenin a postupy jejich léčení. Další část práce se věnuje komplexní rešerši dané problematiky upínání a napínání drátu. Jsou zde rozděleny různé typy přípravků a popsáno jejich použití.

Cílem mé bakalářské práce, bylo co nejvíce omezit kovové díly u kruhového fixátoru tak, aby prostupnost rentgenového záření byla co největší a pro tuto podmínku jsem zvolil kompozit plastu a uhlíkových vláken. Zároveň jsem touto volbou snížil hmotnost prvků fixátoru. Pro všechny navrhnuté konstrukce byla vytvořena výkresová dokumentace a také pevnostně ověřeny výpočtem v programu ANSYS Workbench v. 12..

Další požadavek mé práce, byl zredukování potřebného času pro sestavení celé konstrukce, která zajišťuje napínání drátu. Tento požadavek nejlépe splňuje systém kónického kruhu a upínky, kdy dvě čelisti drží předepjatý K-drát a účinkem této síly je upínka držena na kruhu. Toto řešení je velmi univerzální a bylo použito i v druhé variantě kloubové upínky, kde můžeme spojovat dráty mezi prstenci. Celý postup je tak oproštěn od šroubování, příprav a fixování upínek. Zároveň jsou řešené upínky, běžným nářadím naprosto nepřístupné a tím pro pacienta velice bezpečné.

Nové řešení napínání je také velice jednoduché, rychlé, velikosti napínacích sil jsou přehledně vyznačeny a pro běžnou lékařskou praxi dostatečně přesné. Pro upřesnění jsem uvedl kompletní postup sestavení a napínání K-drátu na kruhovém fixátoru.

13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

[1] CIERNY, George. *Osteomyelitis* [online]. 2007 [cit. 2011-11-23]. DEFORMITY CORRECTION. Dostupné z: <http://www.osteomyelitis.com/deformity>

[2] FRAGOMEN, Austin; ROZBRUCH, Robert. *The Mechanics of External Fixation*. HSS Journal [online]. 2007, 3: 13-29, [cit. 2011-11-23]. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/43k21020475kw94k/fulltext.pdf>

[3] ROZUM, Karel. *Zevní fixátory pro léčbu otevřených nestabilních zlomenin*. Ostrava, 2008. 43 s. Habilitační a inaugurační spisy, sv. 44. VŠB-TU OSTRAVA. ISBN 978-80-248-1670-8

[4] PLEVA, Leopold. Zevní fixace v traumatologii. *Lékařské listy* [online]. 2001, 40, [cit. 2011-12-13]. Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/zevni-fixace-v-traumatologii-139343>

[5] Princip AO klasifikace zlomenin. *EuroMISE* [online]. 2003 [cit. 2012-02-04]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&node=node213>

[6] PROSPON. *Hybridní fixátor* [online]. 2012 [cit. 2012-02-16]. Dostupné z: http://www.prospon.cz/index.php?lang=&module=produkty&sub_id=13&id=65&title=Hybridn%ED%20fix%E1tor%20-%20Z%E1kladn%ED%20popis%20apar%E1tu

[7] ORTHOFIX. *TrueLok Ring Fixation System* [online]. 2010 [cit. 2012-02-16]. Dostupné z: <http://www.orthofix.com/products/truelok.asp?cid=44#>

[8] SYNTHES. *The Distraction Osteogenesis Ring System* [online]. 2010 [cit. 2012-02-16]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/MediaBin/International%20DATA/036.000.643.pdf>

[9] STRYKER. *External Fixation System* [online]. 2009 [cit. 2012-02-16]. Dostupné z: http://www.osteosynthesis.stryker.com/medias/pdf/tenxor_optech_50753001b0809.pdf

[10] MEDIN. *Drobné implantáty* [online]. 2011 [cit. 2012-02-21]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/kirschnerovy-draty-a-k-draty-8523d/>

[11] GALERIE. VŠB-TU OSRAVA. *Projekt výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818* [online]. [cit. 2012-02-24]. Dostupné z: <http://aplmech.vsb.cz/zevni-fixace/docs/ProSpon-gallery.php>

[12] GALERIE. VŠB-TU OSRAVA. *Projekt výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818* [online]. [cit. 2012-02-24]. Dostupné z: <http://aplmech.vsb.cz/zevni-fixace/docs/gallery.php>

[13] JOŘENEK, Jaroslav. *EXTERNÍ FIXÁTOR PRO PELVIS A ACETABULUM* [online]. Ostrava, 2012 [cit. 2012-02-24]. Dostupné z: http://aplmech.vsb.cz/zevni-fixace/docs/DProjekt_JOŘENEK.pdf. DIPLOMOVÝ PROJEKT. VŠB-TU Ostrava.

[14] Operační postup a montáž. SYNTHES. *Hybridní kruhový fixátor* [online]. [cit. 2012-02-24]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/intl/CZ/czech/Documents/126.000.240.pdf>

[15] Úvod do materiálového inženýrství kompozitu. [online]. [cit. 2012-02-24]. Dostupné z: <http://wood.mendelu.cz/cz/sections/Props/?q=filebrowser/MVD/Jancar+-+Uvod+do+materialoveho+inzenyrstvi+kompozitu&sort=asc&order=Naposled+u>

[16] KALÁB, Květoslav. *ČÁSTI A MECHANISMY STROJŮ PRO BAKALÁŘE: Části spojovací*. Ostrava, 2007.

[17] Nýtovací kleště STANLEY 6-MR77. In: *BATACZ* [online]. 2010 [cit. 2012-05-12]. Dostupné z: http://www.batacz.cz/fotografie/6-mr77_1-jpg-30807-img_original.jpg

14. SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha č.1. - materiálový list PEEK450CA30
- Příloha č.2. - Výpočtová zpráva, prstenec - díry
- Příloha č.3. - Výpočtová zpráva, prstenec - oválné díry
- Příloha č.4. - Výpočtová zpráva, prstenec - kónický
- Příloha č.5. - Výpočtová zpráva, prstenec - kónický (chůze)
- Příloha č.6. - Výpočtová zpráva, upínka - kónická
- Příloha č.7. - Výpočtová zpráva, upínka - kloub
- Příloha č.8. - Výpočtová zpráva, napínák
- Příloha č.9. - Výpočtová zpráva, napínák - pružina

Výkresová dokumentace:

- Výrobní výkres - BIL246-PR-01 Prstenec
- Výrobní výkres - BIL246-PR-02 Prstenec - díry
- Výrobní výkres - BIL246-PR-03 Prstenec - oválné díry
- Výrobní výkres - BIL246-PR-04 Prstenec - kónický

- Výrobní výkres - BIL246-UK-01 Upínka kónická - tělo
- Výrobní výkres - BIL246-UK-02 Upínka kónická - čelist
- Výrobní výkres - BIL246-UK-03 Upínka kónická - zátka
- Výrobní výkres - BIL246-UK-04 Upínka kónická -přípravek
- Výkres sestavení - BIL246-UK-05 Upínka kónická

- Výrobní výkres - BIL246-UKI-01 Upínka kloubová - tělo
- Výrobní výkres - BIL246-UKI-02 Upínka kloubová - šroub
- Výrobní výkres - BIL246-UKI-03 Upínka kloubová - zajištění
- Výkres sestavení - BIL246-UKI-04 Upínka kloubová

- Výrobní výkres - BIL246-NAP-01 Napínák - přední část
- Výrobní výkres - BIL246-NAP-02 Napínák - zadní část
- Výrobní výkres - BIL246-NAP-03 Napínák - pružina
- Výrobní výkres - BIL246-NAP-04 Napínák - šroub
- Výkres sestavení - BIL246-NAP-05 Napínák

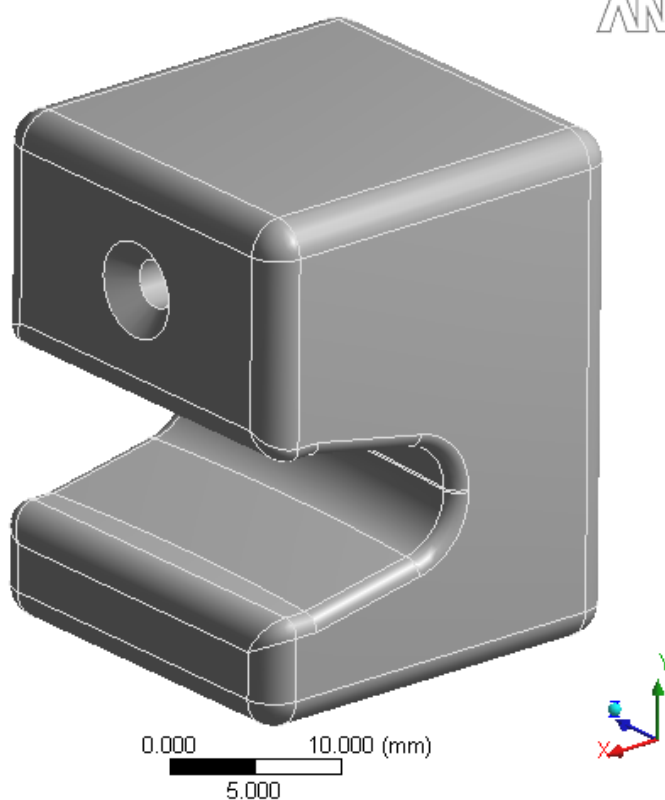
Příloha č.6.



Project

First Saved	Thursday, April 05, 2012
Last Saved	Thursday, May 03, 2012
Product Version	12.0.1 Release

The ANSYS v12 logo, with "ANSYS" in a stylized font and "v12" below it.



Units

TABLE 1

Unit System	Metric (mm, kg, N, s, mV, mA) Degrees rad/s Celsius
Angle	Degrees
Rotational Velocity	rad/s
Temperature	Celsius

Model (B4)

Geometry

TABLE 2

Model (B4) > Geometry

Object Name	Geometry
State	Fully Defined
Definition	
Source	H:\BAKALARKA\MODELY\upinka_nytovacky.ipt
Type	Inventor
Length Unit	Centimeters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Part Color
Bounding Box	
Length X	26,004 mm
Length Y	32, mm
Length Z	25,018 mm
Properties	
Volume	16267 mm ³
Mass	0, kg
Scale Factor Value	1,
Statistics	
Bodies	1
Active Bodies	1
Nodes	233117
Elements	137843
Mesh Metric	None
Preferences	
Import Solid Bodies	Yes
Import Surface Bodies	Yes
Import Line Bodies	No
Parameter Processing	Yes
Personal Parameter Key	DS
CAD Attribute Transfer	No
Named Selection Processing	No
Material Properties Transfer	No
CAD Associativity	Yes

Import Coordinate Systems	No
Reader Save Part File	No
Import Using Instances	Yes
Do Smart Update	No
Attach File Via Temp File	Yes
Temporary Directory	C:\Documents and Settings\Standard\Local Settings\Temp
Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

TABLE 3

Model (B4) > Geometry > Parts

Object Name	<i>upinka_nytovacky.ipt</i>
State	Meshed
Graphics Properties	
Visible	Yes
Transparency	1
Definition	
Suppressed	No
Stiffness Behavior	Flexible
Coordinate System	Default Coordinate System
Reference Temperature	By Environment
Material	
Assignment	PLAST wit CARBON FIBRE
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
Bounding Box	
Length X	26,004 mm
Length Y	32, mm
Length Z	25,018 mm
Properties	
Volume	16267 mm ³
Mass	0, kg
Centroid X	-14,954 mm
Centroid Y	13,08 mm
Centroid Z	12,5 mm

Mesh

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
Sizing	
Use Advanced Size Function	Off
Relevance Center	Coarse
Element Size	0,50 mm
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Medium
Transition	Fast
Span Angle Center	Coarse
Minimum Edge Length	1,7694e-002 mm
Inflation	
Use Automatic Tet Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
Transition Ratio	0,272
Maximum Layers	5
Growth Rate	1,2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
Advanced	
Shape Checking	Standard Mechanical
Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Number of Retries	Default (4)
Rigid Body Behavior	Dimensionally Reduced
Mesh Morphing	Disabled
Pinch	
Pinch Tolerance	Please Define
Generate on Refresh	No
Statistics	
Nodes	233117
Elements	137843
Mesh Metric	None

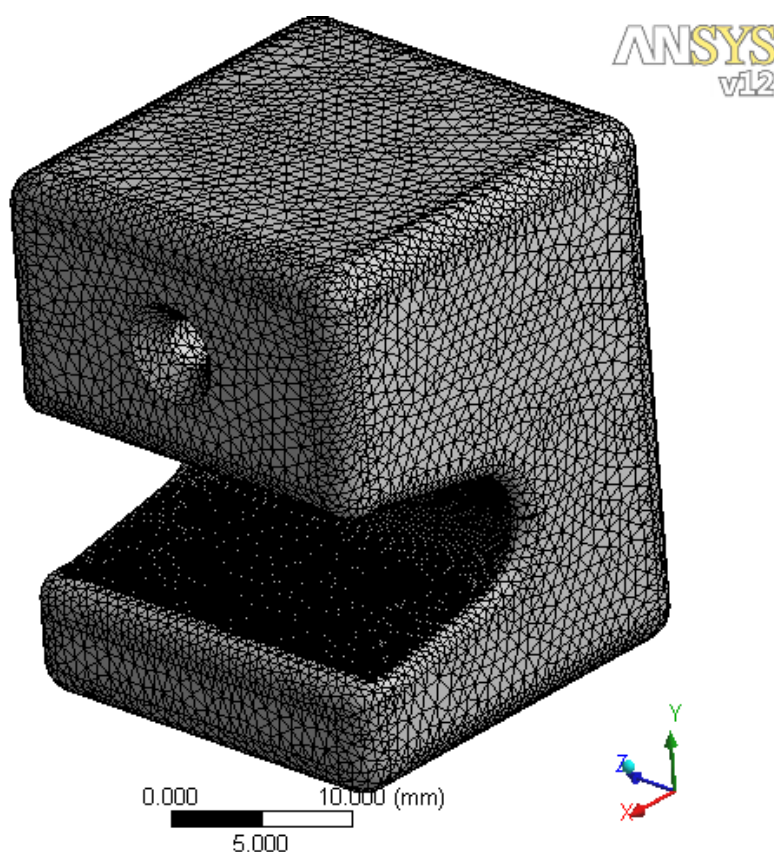
TABLE 6

Model (B4) > Mesh > Mesh Controls

Object Name	<i>Face Sizing</i>
State	Fully Defined
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	9 Faces
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
Element Size	0,25 mm

FIGURE 1

Model (B4) > Mesh > Figure



Static Structural (B5)

TABLE 7

Model (B4) > Analysis

Object Name	<i>Static Structural (B5)</i>
State	Solved
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Static Structural
Solver Target	ANSYS Mechanical
Options	
Environment Temperature	22, °C
Generate Input Only	No

TABLE 8

Model (B4) > Static Structural (B5) > Analysis Settings

Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
Step Controls	
Number Of Steps	1,
Current Step Number	1,
Step End Time	1, s
Auto Time Stepping	Program Controlled
Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
Nonlinear Controls	
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation	Program Controlled

Convergence	
Line Search	Program Controlled
Output Controls	
Calculate Stress	Yes
Calculate Strain	Yes
Calculate Results At	All Time Points
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	C:\Documents and Settings\Standard\Desktop\MKP\UPINKA_KONUS_files\dp0\SYS\MECH\
Future Analysis	None
Scratch Solver Files Directory	
Save ANSYS db	No
Delete Unneeded Files	Yes
Nonlinear Solution	No
Solver Units	Active System
Solver Unit System	mm

FIGURE 2**Model (B4) > Static Structural (B5) > Figure****B: Static Structural (ANSYS)**

Figure

3.5.2012 15:36

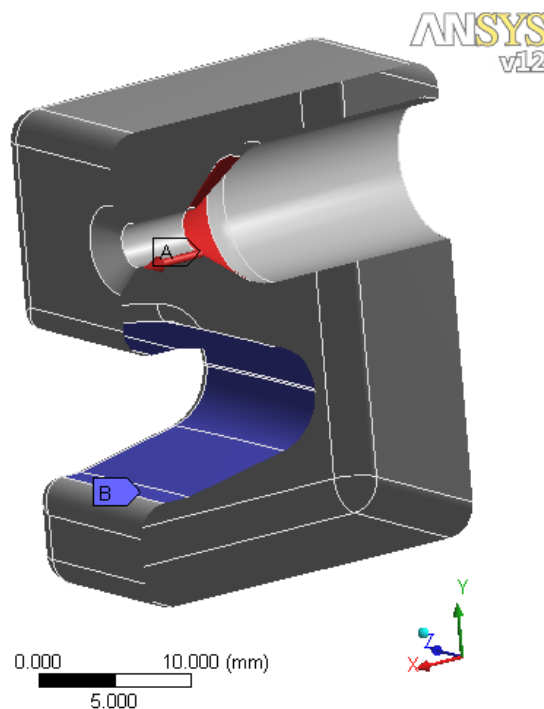
A Force: 1500, N**B** Elastic Support: 1500, N/mm²

TABLE 9

Model (B4) > Static Structural (B5) > Loads

Object Name	Force	Elastic Support
State	Fully Defined	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	1 Face	7 Faces
Definition		
Type	Force	Elastic Support
Define By	Components	
Coordinate System	Global Coordinate System	
X Component	1500, N (ramped)	
Y Component	0, N (ramped)	
Z Component	0, N (ramped)	
Suppressed	No	
Foundation Stiffness		1500, N/mm³

Solution (B6)

TABLE 10

Model (B4) > Static Structural (B5) > Solution

Object Name	<i>Solution (B6)</i>
State	Solved
Adaptive Mesh Refinement	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,

TABLE 11

Model (B4) > Static Structural (B5) > Solution (B6) > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
Solution Information	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2,5 s
Display Points	All

TABLE 12

Model (B4) > Static Structural (B5) > Solution (B6) > Results

Object Name	Equivalent Stress	Maximum Principal Stress	Structural Error	Total Deformation
State	Solved			
Scope				
Scoping Method	Geometry Selection			
Geometry	All Bodies			
Definition				
Type	Equivalent (von-Mises) Stress	Maximum Principal Stress	Structural Error	Total Deformation
By	Time			
Display Time	Last			
Calculate Time History	Yes			
Use Average	Yes			
Identifier				
Results				
Minimum	8,186e-003 MPa	-17,847 MPa	5,5331e-013 mJ	0,13825 mm
Maximum	64,172 MPa	65,467 MPa	4,8088e-004 mJ	0,2213 mm
Information				
Time	1, s			
Load Step	1			
Substep	1			
Iteration Number	1			

Material Data

PLAST wit CARBON FIBRE

PLAST wit CARBON FIBRE > Isotropic Elasticity

Temperature C	Young's Modulus MPa	Poisson's Ratio
	25000	0.33

FIGURE 4

Model (B4) > Static Structural (B5) > Solution (B6) > Equivalent Stress > Figure

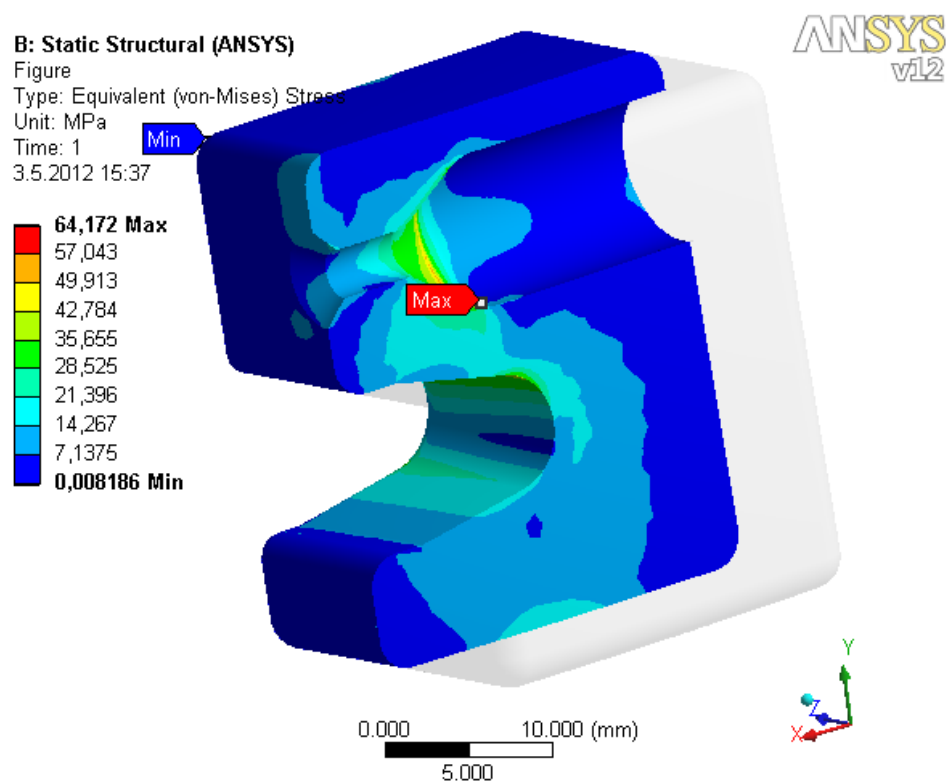
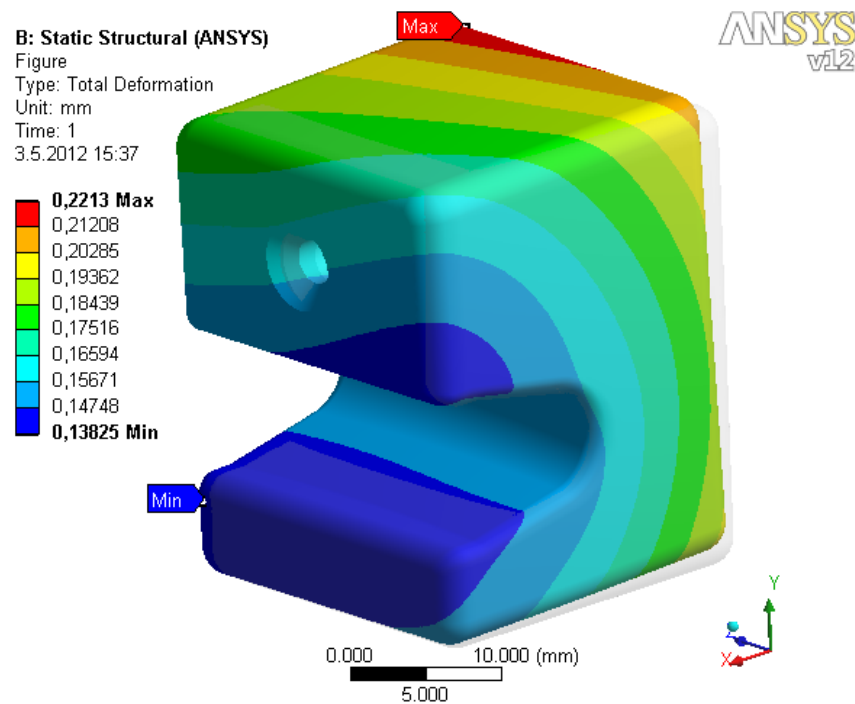


FIGURE 6

Model (B4) > Static Structural (B5) > Solution (B6) > Total Deformation > Figure



Příloha č.9.

Generátor komponent tlačných pružin (Verze: 2011 (Build 150239000, 239))

Scénář

Pevnostní výpočet pružiny	Návrh tlačné pružiny
Typ návrhu	F, D --> d, L ₀ , n, rozměry sestavy
Metoda korekce křivky napětí	Korekce podle ČSN

Zatížení pružiny

Min. zatížení	F ₁	1,000 N
Max. zatížení	F ₈	1177,200 N
Pracovní zatížení	F	981,000 N

Rozměry pružiny

Délka volné pružiny	L ₀	25,003 mm
Průměr drátu	d	5,600 mm
Stoupání volné pružiny	t	7,761 mm
Vnější průměr pružiny	D ₁	28,000 mm
Střední průměr pružiny	D	22,400 mm
Vnitřní průměr pružiny	D ₂	16,800 mm
Poměr vinutí	c	4,000 ul

Závity pružiny

Činné závity	n	2,500 ul		
Zaokrouhlení počtu závitů	1/4			
Směr závitu	pravý			
Konce pružin				
Parametry	Začátek		Konec	
Závity s uzavřeným koncem	n _{z1}	0,500 ul	n _{z2}	0,500 ul
Přechodové závity	n _{t1}	0,500 ul	n _{t2}	0,500 ul
Obrobené závity	z _{o1}	0,500 ul	z _{o2}	0,500 ul

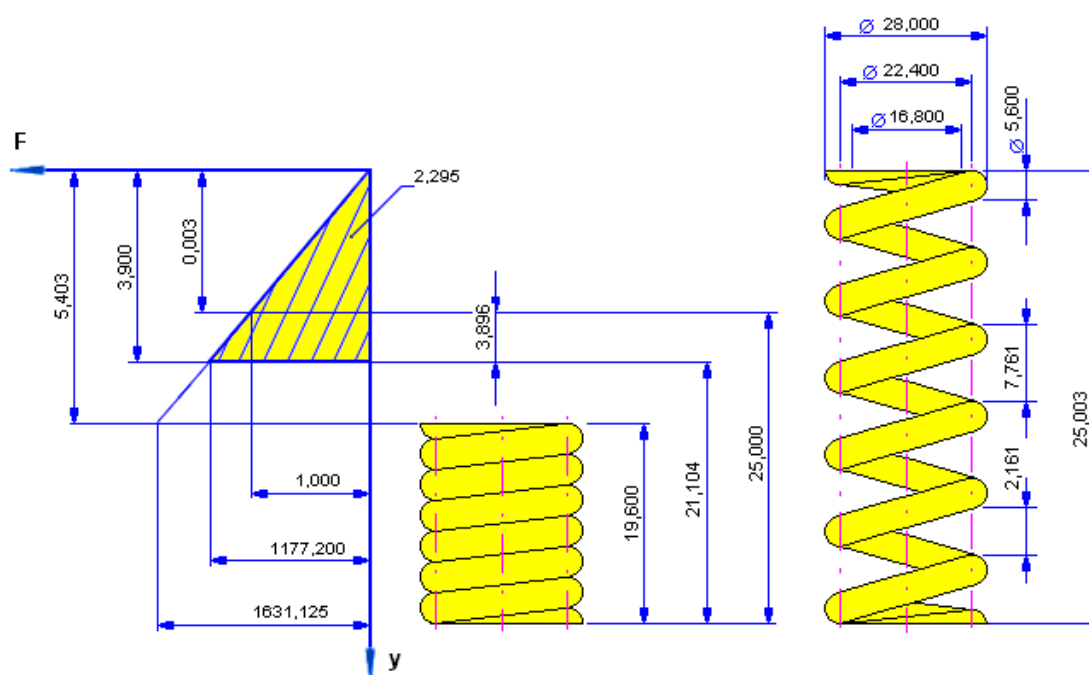
Montážní rozměry pružiny

Délka při min. zatížení	L_1	25,000 mm
Délka při max. zatížení	L_8	21,104 mm
Pracovní zdvih	H	3,896 mm
Délka při pracovním zatížení	L_w	21,754 mm
Montážní délka	L	25,000 mm

Materiál pružiny

Vlastní materiál		
Mez pevnosti v tahu	σ_{ult}	1350,000 MPa
Dovolené napětí v krutu	T_A	600,000 MPa
Modul pružnosti ve smyku	G	69000,000 MPa
Hustota	ρ	7850 kg/m ³
Součinitel využití materiálu pružiny	u_s	0,900 ul

Pracovní diagram



Výsledky

Vůle mezi závitů volné pružiny	a	2,161 mm
Stoupání volné pružiny	t	7,761 mm
Součinitel koncentrace napětí	K_w	1,400 ul
Tuhost pružiny	k	301,875 N/mm
Deformace pružiny při minimálním zatížení	s_1	0,003 mm
Deformace v plně zatíženém stavu	s_8	3,900 mm
Deformace pružiny při mezním zatížení	s_9	5,403 mm
Mezní zkušební délka pružiny	L_{minf}	21,000 mm
Teoretická mezní délka pružiny	L_9	19,600 mm
Síla pružiny v mezním stavu	F_9	1631,125 N
Napětí při minimálním zatížení	τ_1	0,455 MPa
Napětí při maximálním zatížení	τ_8	535,306 MPa
Dosedací napětí	τ_9	741,719 MPa
Kritická rychlost pružiny	v	6,271 mps
Vlastní kmitočet pružiny	f	1489,522 Hz
Deformační energie	W_8	2,295 J
Délka drátu	l	250,880 mm
Hmotnost pružiny	m	0,049 kg
Výsledek kontroly pružiny	Kladný	

Souhrn hlášení

17:28:22 : Výpočet skončil úspěšně!